

TARTU ÜLIKOOL
Loodus- ja tehnoloogiateaduskond
Füüsika Instituut

Diagnostilise täisdigitaalse röntgenpildireseptori kvantitatiivsed kvaliteedimõõtmised

Varmo Ernits

Magistritöö (30 EAP)
füüsika õppekava meditsiinitehnoloogia erialal

Juhendaja: Kalle Kepler, PhD

Tartu 2017

Abstrakt eesti keeles

Eestis teostatakse digitaalsetele pildireseptoritele kvaliteedimõõtmisi liiga vähe, olgugi, et selleks hetkel Eestis kehtivad õigusaktid kohustavad. Mõõtmisi tuleks teostada Euroopa Komisjoni kiirguskaitse juhendi järgi, kuid selles nimetatud pildikvaliteedi parameetrid (madalkontrastne lahutusvõime ja kõrgkontrastne ruumlahutusvõime), millele pildireseptor vastama peab, on subjektiivsed, semi-kvantitatiivsed ja nõuavad spetsiaalseid fantoome. Antud magistritöö pakub välja meetoodika, mis asendab juhendis olevad subjektiivsed, semi-kvantitatiivsed pildikvaliteediparameetrid objektiivsete, kvantitatiivsetega (tuvastuskvantsaagis, normaliseeritud müra võimsusspekter ja modulatsiooni-ülekandefunktsioon) ning võimaldab mõõta või hinnata lihtsustatult ka teisi pildireseptori kvaliteediparameetreid. Meetoodika on kohandatud haigla meditsiinifüüsikule käepäraseks ning vajab mõõtmisteks kokku vaid 11 ülesvõtet ja modulatsiooniülekandefunktsiooni servafantoomi. Antud meetoodika rakendatavuse kontrolliks teostati pildireseptori kvaliteedimõõtmised kahel CsI stsintillaatoriga amorfse räni tehnoloogial ning ühel CCD tehnoloogial põhineval täisdigitaalsel pildireseptoril, mis võimaldas erinevaid tehnoloogiaid võrrelda. Pildireseptorite kvaliteedikontrolli tulemusena leiti, et kõik kolm retseptorit vastavad nõutud parameetritele, sealhulgas kvantitatiivsed tulemused vastasid varem teiste uurimisgruppide ning tootja poolt avaldatud tulemustele ning kinnitasid CCD tehnoloogia oluliselt madalamat tuvastuskvantsaagist.

Märksõnad: tuvastuskvantsaagis, modulatsiooniülekandefunktsioon, normaliseeritud müra võimsusspekter, kvaliteedikontroll, täisdigitaalne pildireseptor

Abstract in English

At the moment, the consistency of performing quality control measurements for the digital image receptors in Estonia is low, even though the regulatory legislation obliges to do them. The measurements are to be performed according to European Commission's report RP-162 but the criteria (high contrast limiting spatial resolution and low contrast resolution) used there are subjective, semi-quantitative and need special phantoms to be measured. This master's thesis suggests a methodology that replaces the subjective, semi-quantitative measurements with objective, quantitative (detective quantum efficiency, normalized noise power spectrum, modulation transfer function) and allows easily to measure or evaluate also the rest of the image receptor quality parameters. Methodology is adapted for the use by the hospital medical physics expert, only needing 11 exposures and a modulation transfer function edge-phantom. In order to test the applicability of the methodology, 3 full field digital image receptors were tested- 2 receptors based on a:Si and CsI scintillator technology and one based on CCD technology. It was found that all the 3 receptors passed the quality control measurements and that the quantitative values were within reasonable margin compared to the values reported by other research groups and manufacturer of the receptors.

Keywords: detective quantum efficiency, modulation transfer function, normalized noise power spectrum, quality control, full field digital image receptor.

Lühendid ja mõisted

AAPM – *American Association of Physicists in Medicine* (Ameerika Meditsiinfüüsikute Ühing)

CCD – *Charge Coupled Device* (laengsidestusseadis)

DQE – *Detective Quantum Efficiency* (tuvastuskvantsaagis)

ESF – *Edge Spread Function* (serva hajumisfunktsioon)

IEC – *International Electrotechnical Commission* (Rahvusvaheline Elektrotehnika Komisjon)

IPEM – *Institute of Physics and Engineering in Medicine* (Briti Meditsiinfüüsika ja Meditsiinitehnika Selts)

MTF – *Modulation Transfer Function* (modulatsiooniülekandefunktsioon)

NEQ – *Noise Equivalent Quanta* (müra-ekvivalentsete kvantide arv)

NNPS – *Normalized Noise Power Spectrum* (normaliseeritud müra võimsusspekter ehk normaliseeritud Wiener spekter)

ROI – *Region Of Interest* (huvipiirkond)

RP162 – *Radiation Protection* N° 162 (Euroopa Komisjoni Kiirguskaitse Juhend N° 162)

STP – *Signal Transfer Property* (signaali ülekandefunktsioon)

TFT – *Thin Film Transistor* (õhukese kile transistor)

Sisukord

Abstrakt eesti keeles	ii
Abstract in English	iii
Lühendid ja mõisted	iv
Sisukord	v
Sissejuhatus	1
1 KIRJANDUSE ÜLEVAADE.....	3
1.1 Pildireseptorid.....	3
1.2 Kvaliteedikontroll digitaalradiograafias.....	5
1.2.1 IPEM (2010) ja IEC 62220-1-1	6
1.3 Kvantitatiivne vs kvalitatiivne mõõtmine.....	7
1.4 Kvantitatiivsed parameetrid	8
1.4.1 DQE	8
1.4.2 MTF	12
1.4.3 NNPS	13
1.5 RP162 parameetrid	14
1.5.1 STP	14
1.5.2 Pimepilt.....	14
1.5.3 Jääkpilt.....	15
1.5.4 Ekspositsiooniindeks.....	15
1.5.5 Homogeensus.....	15
1.5.6 Skaleerimissviga	16
1.5.7 Hägustumine/liitekohad/joonartefaktid.....	16
1.6 Tarkvaralised lahendused.....	16
1.6.1 IQWorks.....	17
1.6.2 TY_DQE.....	17
1.6.3 COQ.....	18
2 METOODIKA	19
2.1 Seadmed.....	19
2.2 Geomeetria	19
2.3 Mõõtmised	21
2.4 Arvutused.....	23

3	TULEMUSED JA ARUTELU	24
3.1	<i>DQE</i>	24
3.2	<i>MTF</i>	26
3.3	<i>NNPS</i>	28
3.4	<i>Pimepilt</i>	30
3.5	<i>Jääkpilt</i>	32
3.6	<i>Ekspositsiooni korratavus</i>	33
3.7	<i>Homogeensus</i>	33
3.8	<i>Skaleerimisviga</i>	34
3.9	<i>Hägustumine/liitekohad/joonartefaktid</i>	34
4	Järeldused	36
5	Kokkuvõte	38
6	Summary	39
7	Viited	40

Sissejuhatus

Eestis ning Euroopas hetkel kehtivate õigusaktide järgi tuleb kvaliteedikontrolli raames teostada meditsiiniiritusseadmetel nende paigaldamisel heakskiidukatsed ning hiljem regulaarselt toimimiskatseid, kontrollimaks nende piisavalt ohutut ja sihipärast talitlust. Kuigi vastav määrus[1] Eestis ütleb, et mõõtmisi tuleb teostada Euroopa Komisjoni kiirguskaitse juhendi[2] järgi, ei jälgita antud juhendis välja toodud parameetreid Eestis siiski täielikult. Põhjuseid on mitmeid, alustades sellest, et seatud parameetrite tähtsust radioloogia kvaliteeditagamisel hinnata ei osata kuni selleni, et vastava oskusteabega inimesi on Eestis vähe.

Üks osa nimetatud juhendist, mida nii rangelt ei järgita, on röntgenseadmete pildiretseptorite peatükk, mille alla kuuluvad film-ekraan-süsteem, fosfoorplaat (kompuuterradiograafias) ning täisdigitaalplaat. Käesolev magistritöö keskendub täisdigitaalradiograafiale ja loob võimalikud eeldused selleks, et meditsiinifüüsik saaks alustada vastavate kvaliteedimõõtmistega ja hinnata ravigasutuses kasutatavate täisdigitaalsete pildiretseptorite kvaliteeti. Töös antakse ülevaade vastavast teooriast, metoodikast ning vajalikest töövahenditest (sh tarkvarast).

Euroopa Komisjoni kiirguskaitse juhendis on pildi kvaliteedi hindamiseks välja toodud semi-kvantitatiivseid parameetreid: madalkontrastne lahutusvõime ja kõrgkontrastne ruumlahutusvõime, millel on erinevaid puudusi nagu nende subjektiivne, vaatelejust sõltuv olemus ja fakt, et nad kirjeldavad vaid piirväärtusi, mitte aga kliiniliselt olulisi ruumsagedusi[3],[4]. Sellest tulenevalt on antud töö käigus asendatud need täpsemate objektiivsete, kvantitatiivsete parameetritega, milleks on tuvastuskvantsaagis (DQE – *Detective Quantum Efficiency*) ning selle arvutamise aluseks olevad suurused: modulatsiooniülekandefunktsioon (MTF – *Modulation Transfer Function*) ja normaliseeritud müra võimsusspekter (NNPS – *Normalised Noise Power Spectrum*)[5]. Antud parameetrid on juba mõnda aega olnud meditsiinifüüsikas pildiretseptori tunnustatud kvaliteediparameetrid, kuid senimaani veel rutiinse kvaliteedikontrolli kohustuslike parameetrite hulgast välja jäänud [6]–[9]. On näidatud objektiivsete parameetrite rakendatavust kliinilises kasutuses olevatel seadmetel, kuid vähe rutiinse kvaliteedikontrolli osana[10]–[12]. Teema päevakajalisust näitab ka see, et antud magistritöö valmimisega samaaegselt avaldati artikkel, milles rakendatakse analoogset metoodikat ning näidatakse vastavate parameetrite sobivust kvaliteedikontrolli osaks[13].

Standardiseerimaks DQE mõõtmisi, on Rahvusvaheline Elektrotehnika Komisjon (IEC – *International Electrotechnical Commission*) andnud välja vastavasisulise standardi IEC

62220-1-1, mis on mõeldud katselaboritele ning seadmete tootjatele, kuid ei ole eriti sobilik kasutamiseks rutiinse kvaliteedikontrolli käigus. Antud magistritöös on pakutud välja kohandatud meetodika, mis on aega säästev ning ei nõua röntgensüsteemi ega pildireseptori lahtimonteerimist ning mis on ühtlasi ühendatud ka muude kvaliteedikontrolli käigus tehtavate mõõtmistega.

Pildireseptorit kirjeldavate kvaliteediparameetrite hindamine kujutab endast kaheosalist protseduuri, millest esimene on katsete ja mõõtmiste teostamine vastavate testobjektide ja pildireseptoriga ning teine on saadud piltide analüüs ja kvaliteediparameetrite arvutused selleks mõeldud tarkvaraga. Leidmaks parimat sobivat tarkvara, testiti antud töös praktiliselt kõiki saadaval olevaid asjakohaseid vabavaralisi programme, millest paljudel esines olulisi puudusi, mistõttu nad kasutamiseks ei sobinud. Kõige sobivamateks osutusid programmid IQWorks[14] ning COQ[15], kuid ka neil esines üksikuid puudusi ning kumbki eraldi võttes ei võimaldanud teostada kõiki soovitud mõõtmisi ega arvutusi. Saadud tulemuste kontrollimiseks, kasutati mõlemat programmi paralleelselt. Töös esitatud tulemused on aga määratud IQWorksi abil, sest antud programm võimaldas kõige rohkem erinevaid parameetreid mõõta ning vajalikke seadistusi muuta.

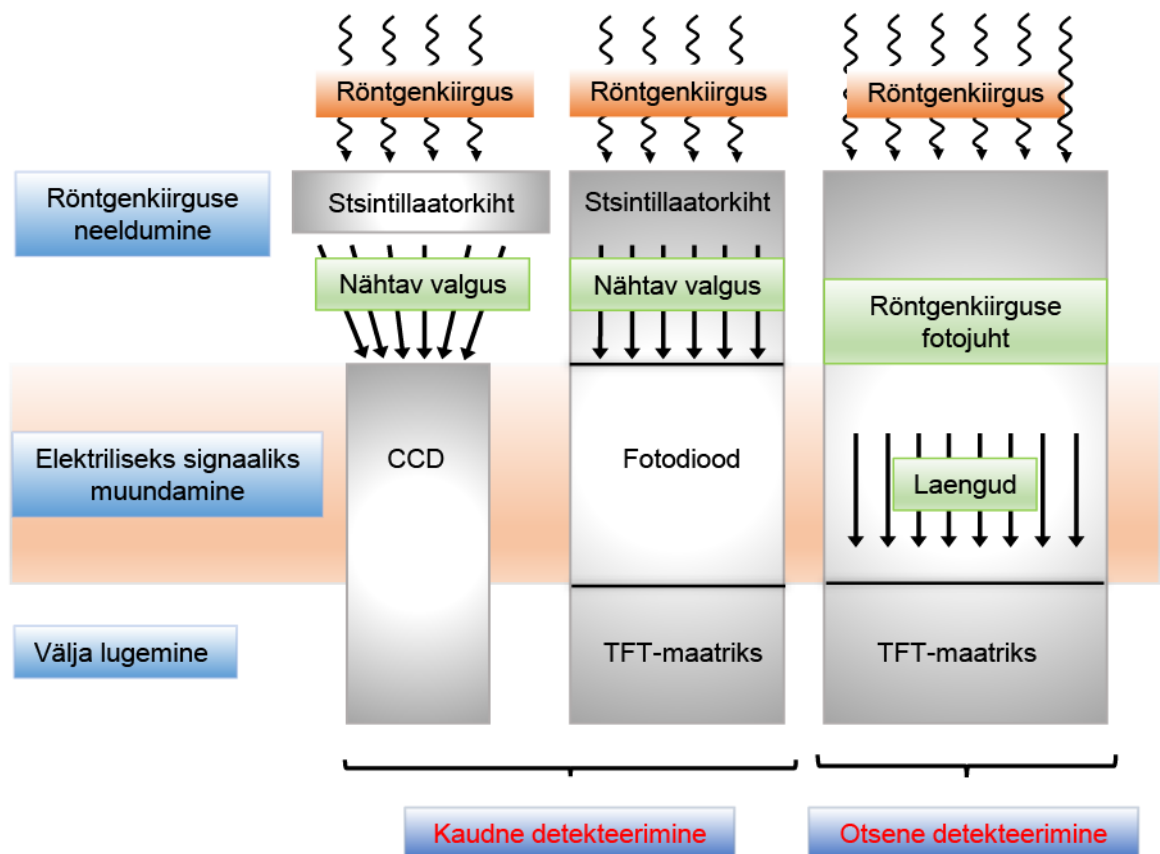
Kuna sai selgeks, et saadaval olevad tarkvaralised lahendused vajavad parandusi ning edasiarendust ning puudub täielikult sobiv lahendus, alustati töös uue tarkvara kirjutamisega, mis võimaldab hetkel mõõta MTF-i vastavalt uuele standardile IEC 62220-1-1:2015. MTF-i arvutuste võrdlemine eri programmide vahel oli vajalik, sest on näidatud, et eri meetodikad võivad suuresti tulemusi mõjutada[16], [17] ning kuna polnud selge, mis meetodikat IQWorks ning COQ kasutavad.

Meetodika rakendatavuse kontrollimiseks teostati kvaliteedimõõtmised kolmele erinevale pildireseptorile, neist 2 kuuluvad Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis asuva Siemens Ysio röntgensüsteemi juurde ning kolmas on vähelevinud tehnoloogial põhinev RF Systemlab Naomi pildireseptor, mis oli laenatud AS Semetronilt. Kuigi Naomi pildireseptor oli veel hiljuti kliinilises kasutuses, polnud teadaolevalt Naomi pildireseptoril kvantitatiivseid parameetreid varem mõõdetud. Kuna Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis asuv Siemens Ysio röntgensüsteem ei erine hetkel kliinilises kasutuses olevatest süsteemidest, annab antud kolme pildireseptori kvaliteedikontroll hea võrdluse erinevate sama-aegselt kasutusel olnud süsteemide vahel.

1 KIRJANDUSE ÜLEVAADE

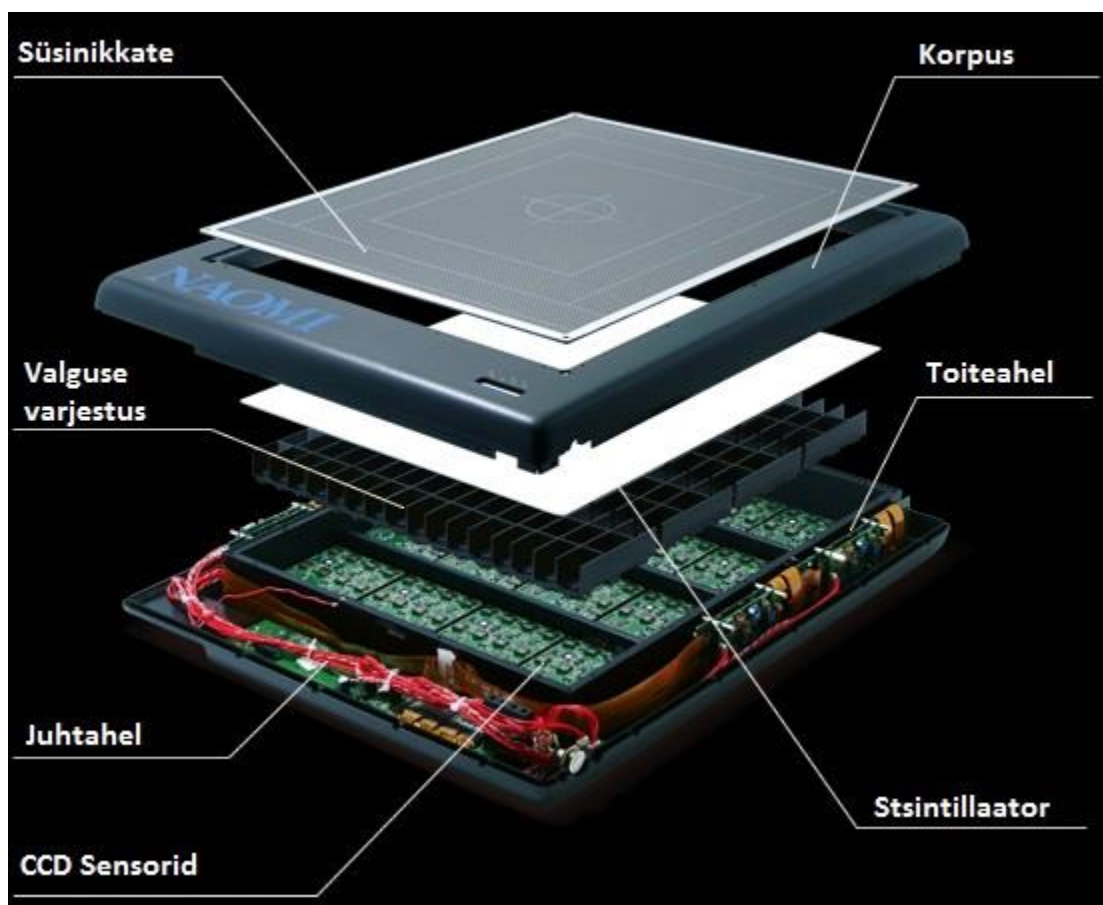
1.1 Pildireseptorid

Radioloogias kasutatavate diagnostiliste pildireseptorite tehnoloogiaid on mitmeid, alustades ekraan-film-süsteemidest ning minnes edasi fosfoorplaatidel põhineva kompuuterradiograafia[18] ning täisdigitaalsete pildireseptoriteni, mis omakorda jagunevad otsese ning kaudse detekteerimisega retseptoriteks. Kuigi kvantitatiivsed kvaliteedimõõtmised on rakendatavad ka teistele tehnoloogiatele käsitleb antud töö täisdigitaalseid süsteeme ning nendest omakorda kaht erinevat kaudse detekteerimise tehnoloogiat. Kaudse detekteerimise tehnoloogia puhul astub röntgenkiirgus vastastikmõjusse stsintillaatorkihiga, mis omakorda kiirgab nähtavas spektris valgust, mille registreerib kas laengsidestusseadis (CCD – *Charge Coupled Device*) või fotodiod koos õhukese kiletransistoriga (TFT – *Thin Film Transistor*). Otsese detekteerimise puhul asub fotojuhtiv kiht kahe elektroodi vahel, ning röntgenkiirgus vabastab fotojuhtivas materjalis laengud, mis elektroodidel registreeritakse ning hiljem TFT abil välja loetakse[19]. Joonis 1 toob välja täisdigitaalsete pildireseptorite kolm peamist tööpõhimõtet.



Joonis 1: Täisdigitaalsete pildireseptorite tehnoloogiaid.

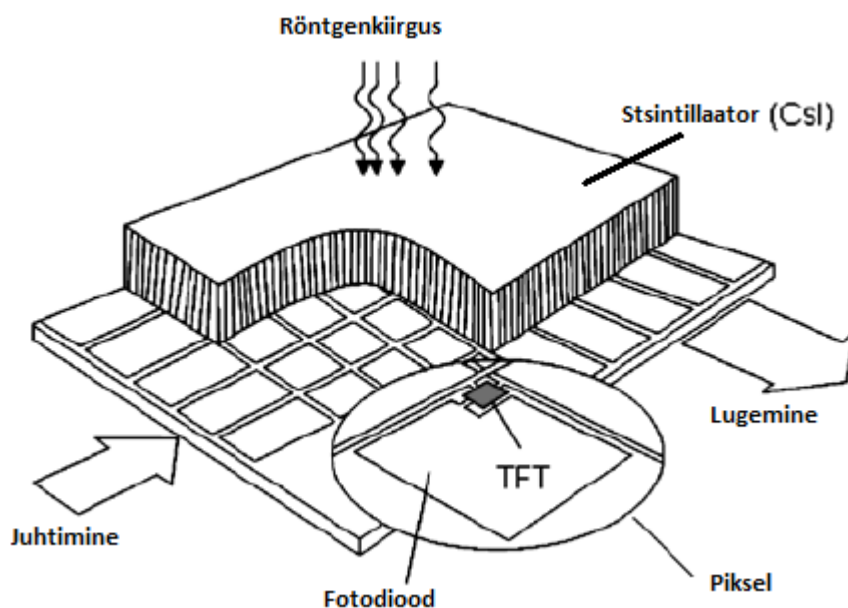
Naomi CCD tehnoloogia oli üks esimestest täisdigitaalsete pildireseptorite tehnoloogiatest ning võrreldes stsintillaatorkiht-TFT tehnoloogiaga oli kordades odavam, kuna põhines n-ö laiatarbetehnoloogial, sest CCD kaamerad olid juba küllalt levinud. Pildireseptor koosneb antud juhul moodulitest, mida on võimalik lihtsalt vahetada, see tähendab, et ei vaja tootja juurde remonti saatmist, mis teeb ka hoolduse odavamaks. Kokku 192 CCD-d mõõtmisega 43 cm × 35 cm pildireseptori puhul annab 51,84 megapiksli suuruse pildi, millest omakorda tehakse 4320 x 3480 piksli suurune pilt kuvamiseks. Selleks on tarvis tarkvaral iga individuaalse CCD signaal skaleerida, korrigeerida kattuvused, intensiivsused jne, seda väga täpselt, et ei esineks artefakte, müra suurenemist jne.[20] Joonisel 2 on kujutatud Naomi pildireseptori ehitus, millelt on näha, et puuduvad fiiberoptilised ühendused stsintillaatorkihi ning CCD-de vahel, nagu see on mitmes teises analoogilises süsteemis[21].



Joonis 2: RF Systemlab CCD tehnoloogial põhineva pildireseptori Naomi ülesehitus[20]

Teised kaks antud töös kasutatud pildireseptoritest põhinevad tuntud TFT ja CsI stsintillaatorkihttehnoloogial[19], mille ehitus on täpsemalt kujutatud Joonisel 3. Stsintillaatorkihis, milleks on CsI neeldub röntgenkiirgus, mis kiiratakse omakorda nähtavas

spektris valgusena edasi fotodiodile, mis kiirguse registreerib. Kasutades õhukese filmi transistore loetakse kiirgus välja ning saadakse pilt.



Joonis 3: CsI ning TFT tehnoloogial põhineva pildireseptori põhimõtteline ülesehitus[22].

1.2 Kvaliteedikontroll digitaalaradiograafias

Kvaliteedikontroll on katsed või mõõtmised, millega tehakse kindlaks kontrollitava seadme vastavus teatud kindlaksmääratud tasemetele, ja mille tulemuste põhjal otsustades võib mittevastavuse korral eemaldada seadme kasutusest või seada sellele kasutuspiiranguid. Kvaliteedikontroll on osa diagnostilise radioloogia kvaliteedi tagamisest ning jaguneb heakskiidukatseteks ning toimimiskatseteks. Esimene neist teostatakse seadme esmasel paigaldusel ning sel puhul kontrollitakse vastavust peamiselt hankedokumentides nõutule ning tootja spetsifikatsioonis ette nähtule, kuid reeglina hõlmab endas ka õigusaktides täpsustatud heakskiidukatseid. Heakskiidukatsete käigus pannakse paika toimimiskatsete baastasemed. Toimimiskatsed on regulaarselt (või ka juhul kui seadme toimimist võib olnud miski mõjutanud – näiteks hooldus/remont) tehtavad katsed, mille käigus kontrollitakse seadme probleemideta toimimist, st. vastavust baastasemetele. Baastasemed on reeglina rangemad, kuid võivad ka olla võrdsed vastavate tasemetega ning nende eesmärk on jälgida seadme pikaajalisi muutusi.[2], [23]

Eestis reguleerib kiirgusohutust ja seeläbi ka heakskiidu- ning toimimiskatseid tervise- ja tööministri määrus. Määruse § 6. (4) ütleb: *Kiirgustegevusloa omaja korraldab enne meditsiiniikiiritusseadme professionaalse kasutamise alustamist heakskiidukatse ning seadme kasutamisel*

regulaarseid toimimiskatseid kooskõlas Euroopa Komisjoni kiirguskaitse juhendi ning seadme tootja soovitusetega, kui kiirgustegevusloa tingimustes ei ole määratud teisiti.[1] Antud Euroopa Komisjoni kiirguskaitse juhendi all on mõeldud raportit Radiation Protection N° 162 (RP162)[2]. Raport on välja antud aastal 2012 ning digitaalsete pildireseptorite kvaliteedikontrolli meetodika osas on viidatud 2010. aastal avaldatud IPEM-i raportile[7] (*Institute of Physics and Engineering in Medicine*) ning ka AAPM-i (*American Association of Physicists in Medicine*) 2006. aasta raportile[18]. IPEM-i ja AAPM-i raportites käsitletakse kuvasüsteemide kvantitatiivseid (MTF, DQE, NNPS) mõõtmisi, mis on arutluse all ka käesolevas töös. Paraku pole seda tüüpi meditsiiniseadmete kvantitatiivsed hinnangud Euroopa Liidu õigusaktides veel kohustuslikuks muudetud ning Eesti ravisutustes veel kasutusele võetud, kuigi mitmed tootjad neid parameetreid oma toodete iseloomustamiseks tihti kasutavad.

IPEM-i 2010. aastal avaldatud raportile viitab ka kiirguskaitse juhend RP162 ning ütleb, et juhendis viidatud katsed võib asendada valideeritud samaväärsete katsetega. Teaduskirjanduses on pakutud välja, et antud asendusteks võiks olla DQE ning seeläbi ka MTF-i ja NPS-i mõõtmine ning on näidatud ka, et läbi MTF-i ja NPS-i on võimalik leida ka hetkel RP162 juhendis välja toodud parameetrid: madalkontrastse lahutusvõime ja kõrgkontrastse ruumlahutusvõime, kasutades selleks näiteks inimese nägemise ülekandefunktsioonil põhinevaid meetodeid[24]–[26].

Erilist rõhku pannakse kvaliteedimõõtmistele mammograafias, seda osati selle tõttu, et selle modaliteedi puhul on kõrgendatud tähelepanu all patsiendidoosi ja pildikvaliteedi optimeerimine, kui ka tingituna selle valdkonna hetkel kiiremast arengust tavaradiograafiaga võrreldes. Sellest tulenevalt on Euroopa Komisjon ka mammograafia kvaliteedimõõtmisteks eraldi juhtnöörid avaldanud, kus käsitletakse muuhulgas valikulise protseduurina DQE mõõtmisi.[9]

1.2.1 IPEM (2010) ja IEC 62220-1-1

IPEM (2010) raporti peatükk 6 annab hea sissejuhatuse DQE mõõtmiste teooriasse, kuid ütleb, et enne DQE mõõtmiste alustamist tuleks tutvuda IEC 62220-1-1[8] vastavasisulise standardiga, sealjuures rõhutades, et oma keerukuse ning ajamahukuse tõttu on meditsiinifüüsikule IEC standard kliinilisel seadmel kasutamiseks liiga range. Ka IEC standard ütleb ise, et seda pole soovitatav kasutada kliinilises kasutuses olevate süsteemide mõõtmisel. Kuigi IPEM viitab antud standardi eelmisele versioonile (2003), ei ole põhimõtteliselt selles osas erinevusi. Et enne IEC 2003 aasta standardit puudus ühtne lähenemisviis, kuidas DQE mõõtmisi sooritada, aga osa pädevaid riigiasutusi juba nende

mõõtmisi nõudsid (nagu näiteks USA toidu-ja raviamet (FDA)[27]), siis oli vaja panna paika metoodika, mille järgi tuleks mõõtmisi sooritada. Kahjuks aga IEC ei anna praktiliselt üldse põhjendusi ega selgitusi, miks teatud piirid standardis seatud on, mistõttu on ta kasutatav neile, kellel on juba teooria selge ja kes vajab vaid piirmäärasid, et mõõtmised oleks võrreldavad teiste meditsiinifüüsikute/ labori/ tootja mõõtmistega. Sellest tulenevalt on ka IEC standardi kohandamine kliinilises kasutuses olevale seadmele keeruline, sest pole selge, kui olulised vastavad piirangud on. Erinevalt IEC-st annab IPEM samm-sammult juhendi MTF-i ja NNPS-i mõõtmiseks ja DQE arvutuseks, ning ka viiteid soovitatavaks lisalugemiseks, mis lihtsustab oluliselt meditsiinifüüsikule antud kvantitatiivsete mõõtmiste alustamist ning teoreetilise tausta selgeks tegemist. IPEM-i poolt esitatud kava saab juba enda vajadustele ning võimalustele kohandada ning sidudes erinevad mõõtmised omavahel, ka aega kokku hoida. Üks suurimaid erinevusi on veel ka, et IEC nõuab erinevate parameetrite mõõtmiseks kordusmõõtmisi, et mõõtemääramatust vähendada, ning nõuab ka mõõtemääramatuse arvutust, kuid IPEM seda ei tee, mistõttu võib teha minimaalse arvu mõõtmisi ning määramatust hindama ei pea. See küll teeb keeruliseks mõõtmiste võrreldavuse erinevate seadmete vahel, kuid annab olulise ajalise võidu, mis kliinilises kasutuses oleva seadme puhul on tähtis. Kuna IEC ei ütle kindlaid õhukerma väärtusi, vaid seab piirid sõltuvalt „normaaltasemest“, mis tuleb ise seada sõltuvalt seadme kliinilisest kasutusest või tootja soovituselt, siis reaalsuses ei pruugi olla ka IEC järgi sooritatud mõõtmised eri seadmete vahel võrreldavad. Üks pildireseptor võib olla nii rindkere ülesvõtte kui ka käe ülesvõtte jaoks kasutusel ning selle kliiniline „normaaldoos“ on suhteline.

IEC avaldas 2015. aastal uue versiooni 62220-1-1 standardist, et viia standard vastavusse teiste uuenenud standarditega nagu näiteks IEC 61267:2005[28] standardiga, mis määrab ära kiirguskvaliteedid ning ka et parandada mõningaid vigu, nagu näiteks MTF-i arvutusviisist tulenev ülehinnatud MTF.

1.3 Kvantitatiivne vs kvalitatiivne mõõtmine

Eestis kehtiva määruse järgi tuleks järgida RP162-s kehtestatud kriteeriume ning jälgida seega vastavaid parameetreid, milleks on peamiselt kaks pildikvaliteeti hindavat parameetrit. Esimene neist on lävikontrastsusteravus (*Threshold Contrast Detail Detectability*), kohati nimetatud ka madalkontrastseks lahutusvõimeks (*Low Contrast Resolution*) ja teine kõrgkontrastne ruumilahutusvõime (*Limiting High Contrast Spatial Resolution*). Mõlemad parameetrid on semi-kvantitatiivsed, olles küll numbriliselt väljendatud, kuid sõltudes vaatlejast, kes subjektiivselt hinnangu teeb.[7]

Vaatleja hinnangul põhinevatel meetoditel on hulk miinuseid, mis tulenevad näiteks lisasammudest tulemuse saamisel, milleks on kuvamissüsteem ning vaateleja. On näidatud, et vaateleja hinnang pole püsiv ei üksiku vaateleja seisukohalt ega ka võrreldes eri vaatelejaid[29], tihti on vaja mitut mõõtmist, et täpsust suurendada ja oma suure kõikuvuse tõttu ei saa piirväärtusi ka väga täpselt või rangelt määrata[30], lisaks on mõõtmisteks vaja täpset ning seetõttu ka kallist fantoomi[25]. Kuigi on olemas ka tarkvaralised lahendused[29], mis modelleerivad nõ. universaalset vaateajat, kes hinnangu teeb, on siiski lüüsi kontrastsustervuse ja kõrgkontrastse piirava ruumlahutusvõime näol tegemist teatud pildikvaliteedi piirväärtuste hindamisega, mis ei kirjelda pildireseptori omadusi teistel ruumsagedustel – näiteks kliinilisel kasutusel olulistel ruumsagedustel[4]. Kõiki neid probleeme püüab leevendada või vältida DQE, NPS ja MTF määramise meetod[4], [12].

1.4 Kvantitatiivsed parameetrid

1.4.1 DQE

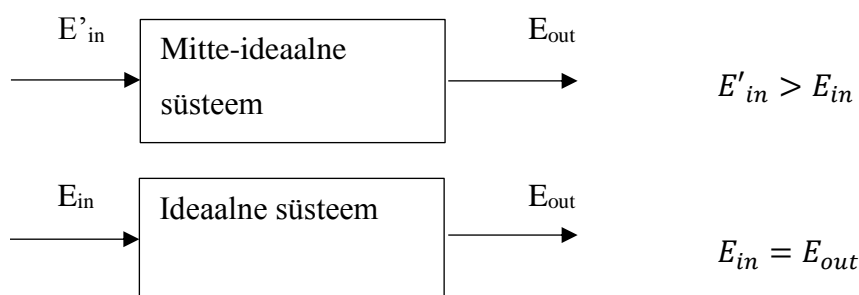
Tuvastuskvantsaagis on tunnustatud kui kõige parem digitaalse pildipildireseptori kvaliteedi ning efektiivsuse parameeter, mis kätkeb endas süsteemi võimet säilitada süsteemi sisendi signaali-müra-suhte väljundis[31], [32]. Kuna aga müra on otseses sõltuvuses kiirgusdoosist, siis võib DQE-d vaadelda ka kui pildireseptori doosi efektiivsust[8]. Suur hulk artikleid ning standardeid rõhutab antud parameetri tähtsust, kuid seni on seda üldiselt mõõtnud vaid pildireseptorite tootjad ja katselaborid[8], [10]. Tootjate avaldatud DQE väärtused võimaldavad pildireseptoreid omavahel võrrelda enne pildireseptori ostu, kuid tootja poolt avaldatu ja tegelikkuse võrdlust reeglina ei tehta. Escartin et al.[10] toob välja osa põhjustest, miks DQE mõõtmine kliinilises kasutuses olevatel pildireseptoritel väga levinud ei ole: puuduvad teadmised ja seadmed, ei osata hinnata, kui suur erinevus kahe pildireseptori vahel olla võib ning ei osata hinnata pildikvaliteedi ning DQE sõltuvust. Lisaks, võib öelda, et veel üks põhjustest, miks DQE tähtsust ei osata hinnata ja seeläbi seda väga ei mõõdetata, on see, et pildireseptor võib küll olla röntgensüsteemi osa, kuid kuna pole patsiendile otseselt ohtlik osa, siis keskendutakse kiirgusallikale, millest ohtlik kiirgus tuleneb. Ei mõelda sellele, et parem pildireseptor võimaldab doosi langetada. Sedasi võivad käituda ka näiteks kiirguskaitsega tegelevad pädevad asutused, kes nõuavad küll toimimiskatseid röntgentorule, kuid pildireseptorit (või pildi registreerimissüsteemi üldiselt) ei pea vajalikuks kontrollida. Küll aga sõltub pildikvaliteet peamiselt pildireseptorist, mis nagu juba eelnevalt öeldud, omakorda läbi doosi-müra-suhte ohustab patsienti, sest parema pildi saamiseks tõstetakse doosi. Võib ka vastupidiselt sellele läheneda – kahest pildireseptorist parema DQE-ga

pildireseptor ei nõua sama pildikvaliteedi saavutamiseks nii suurt doosi, mis võimaldab doosi vähendada. Kindlasti suudavad tänapäevased pilditötlusalgoritmid pildi vaatajale väga „ilusaks“ teha ja doosi suurendamiseks ei pruugi vaatleja seisukohalt vajadust olla, kuid kui alusandmed on tegelikkuses kehvad võib pildil infot seeläbi kaduma minna. Seetõttu on ka tähtis hinnata pildireseptoreid omavahel ilma lisatötluseta[33], [34]. Pilditötlusalgoritmide tõttu ei pruugi ka olla märgatav pildireseptori töö kehvemaks muutumine, mistõttu on tarvilik siiski jälgida kvaliteedikontrolli käigus ka DQE pikaajalisi muutusi[3]. Lubatud on vaid tasavälja parandused nagu surnud pikslite eemaldamine, individuaalsete pikslite võimenduse ja intensiivsuse nihke parandus ning geomeetrilise moonutuse parandus[8].

DQE olemuse seletamiseks on olemas mitu lähenemisviisi ning huvi korral on soovitatav lugeda Ian Cunningham'i poolt kirjutatud peatükki raamatus *Handbook of Medical Imaging Volume 1. Physics and Psychophysics*[35], kus ta toob täpse, kuid seeläbi ka pika ülevaate lähtudes lineaarsete süsteemide teooriast ning signaalitötlusest.

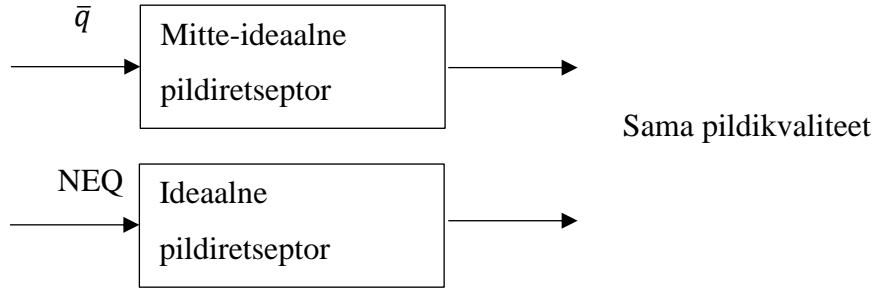
Oluline mõiste DQE juures on müra-ekvivalentsete kvantide arv (NEQ – *Noise Equivalent Quanta*), mis on footonite arv piksli (või pinna ühiku) kohta, mida vajaks ideaalne pildireseptor, et anda sama pildi kvaliteet väljundis kui mitte-ideaalne pildireseptor. Teadaolevalt esimestena võtsid selle mõiste kasutusele Dainty ja Shaw (1974)[5] ning näitas omakorda NEQ-i kaudu DQE olemust. Järgnev seletus aga algab veidi kaugemalt, kuid jõuab sama kohani:

Võtame näitena 2 süsteemi, millest üks on ideaalne ning teine mitte-ideaalne ning mis saavad väljundis sama tulemi:



Ideaalne süsteem teeb tööd kadudeta aga sama väljundi juures vajab võrreldes ideaalse süsteemiga mitte-ideaalne süsteem suuremat sisendit. Kui sisend- ja väljundsuurused on sama tüüpi, näiteks energiad, siis on süsteemi efektiivsus defineeritav kui E_{out}/E'_{in} . Kui aga see nii ei ole nagu näiteks röntgenpildireseptori puhul, siis saab efektiivsust defineerida ka kui E_{in}/E'_{in} . Kuna sisendid on sama tüüpi, saame efektiivsuseks dimensionoitu suuruse. Röntgenpildireseptori puhul saame väljundis digitaalse pildi, mille juures saame hinnata pildi

kvaliteeti ning võrreldes/testides kaht süsteemi samadel tingimustel sõltub väljundis oleva pildi kvaliteet pealelangevatest footonitest.



Kus \bar{q} on keskmine footonite arv piksli (või pinna ühiku) kohta, mis langeb mitte-ideaalsele pildiretseptorile ning NEQ nagu juba eelnevalt öeldud on footonite arv piksli (või pinna ühiku) kohta, mida vajaks ideaalne pildiretseptor, et anda sama pildi kvaliteet väljundis kui mitte-ideaalne pildiretseptor. Ehk siis $NEQ < \bar{q}$. Ning DQE on defineeritud kui:

$$DQE = \frac{NEQ}{\bar{q}}$$

Kuna pildi registreerimissüsteemide pildi kvaliteeti hinnatakse peamiselt signaal-müra-suhtena, saame anda antud valemile ka teise kuju, eeldades veel, et röntgenkiirguse voog vastab Poissoni juhuslikule jaotusele ehk siis müra on ruutjuur signaalist:

$$(S/N)_{out} = \frac{NEQ}{\sqrt{NEQ}} = \sqrt{NEQ}$$

ja

$$(S/N)_{in} = \frac{\bar{q}}{\sqrt{\bar{q}}} = \sqrt{\bar{q}}$$

Võttes need nüüd ruutu ning asendades eelnevalt antud DQE valemisse saamegi ühe tuntuima DQE valemi kuju:

$$DQE = \frac{(S/N)_{out}^2}{(S/N)_{in}^2}$$

Shaw leidis, et lineaarse süsteemi NEQ on leitav kui:

$$NEQ(\bar{q}, u) = \frac{|\bar{q} * T(u)|^2}{NPS(u)}$$

, kus u on ruumsagedus, $T(u)$ on süsteemi karakteristik funktsioon, mis iseloomustab signaali ülekannet sisendist väljundisse ning $NPS(u)$ on väljundi müra-võimsusspekter ehk Wieneri spekter (inglise keeles *Noise Power Spectrum*). Kui lineaarse süsteemi keskmine

väljundsignaal on \bar{d} väljendatuna pikselväärtusena ja sellele vastab keskmine ühtlane sisendfootonite arv \bar{q} piksli (või pinnaühiku) kohta, siis on süsteemi võimendus:

$$G = \frac{\bar{d}}{\bar{q}}$$

ning $|T(u)| = G * MTF(u)$, kus $MTF(u)$ on modulatsiooniülekandefunktsioon. Edasi saame anda NEQ-ile kuju:

$$NEQ(\bar{q}, u) = \frac{\bar{q}^2 * \bar{G}^2 * MTF^2(u)}{NPS(u)} = \frac{MTF^2(u)}{NPS(u)/\bar{d}^2}$$

Saadud valemit kasutatakse NEQ-i arvutamiseks ning selle nimetajas olevat murdu nimetatakse NNPS-ks ehk normaliseeritud müra võimsusspekteriks[36]. Juhul kui suhe sisendfootonite ning pikselväärtuse vahel pole lineaarne, on see vaja lineariseerida. Lineariseerimine kujutab endast pikselväärtuse teisendamist vastavaks õhukerma väärtuseks, kasutades selleks signaali ülekandefunktsiooni (*STP – Signal Transfer Property*).

Asendades saadud NEQ valemi eelnevalt esitatud DQE valemisse saame DQE üldvalemi:

$$DQE(\bar{q}, u) = \frac{MTF^2(u)}{\bar{q} * NPS(u)/\bar{d}^2}$$

\bar{q} on sõltuvuses kiirguse spektrist ning õhukermast ning reeglina esitatakse valemiga:

$$\bar{q} = K_a * SNR_{in}^2$$

, kus K_a on mõõdetud õhukerma ning SNR_{in}^2 sisendkiirguse signaali-müra suhte ruut. Lihtsamalt võttes on SNR_{in}^2 aga kordaja, mis näitab kui palju footoneid pindalaühiku kohta vastab ühikulisele õhukermale ning on sõltuv konkreetsest spektrist. Arvutusteks vajalikud teatud kindlad spektrid on ära mõõtnud IEC eksperdid ning koos neile vastavate kordajatega on need kirjeldatud standardis IEC 61267:2005[28].

Kuigi antud magistritöö ei käsitle DQE teooria edasiarendusi, tuleks siiski ära mainida ühed tähtsamatest – eDQE (*effective Detective Quantum Efficiency*) [37]–[39] ning sDQE (*system Detective Quantum Efficiency*)[40], mis kirjeldavad paremini pildiretseptori efektiivsust kliinilise pildikvaliteedi aspektist, mitte puhtalt pildiretseptorit nagu seda antud töös käsitletav DQE teeb. Antud 2 teooriat võtavad arvesse ka hajukiirgust, mis lisandub patsiendist ning seda, et detailid, mida kliiniliselt hinnatakse, ei asetse reeglina vastu pildiretseptorit ehk siis MTF testkeha ei asetata pildiretseptori pinnale.

1.4.2 MTF

Eelnevas peatükis mainitud modulatsiooniülekandefunktsioon – MTF(u), kohati nimetatud ka kui sageduskontrastsuskarakteristik, kirjeldab süsteemi võimet kanda edasi erineva sagedusega signaali, sõltudes seega signaali ruumsagedusest[41]. Selleks signaaliks kasutatakse näiteks ribafantoomi (*bar pattern*)[41], [42], punktallikat[43], pilu[44], traati[45] või serva[46], [47], millest läbi erinevate (nt Fourier') teisenduste saadakse MTF. DQE arvutuse koha pealt kõige täpsem ning levinum neist on viimane variant ehk siis ülesvõtte tegemine servast nagu seda kirjeldavad ka IPEM ja IEC standardid. Selleks asetatakse pildireseptori pinnale võimalikult lähedale pikslimaatriksi suhtes väikese nurga all olev täpse servaga testkeha. Täpsuse piirid paneb paika IEC standard. Testkeha nurga alla asetamine on oluline digitaalsete süsteemide diskreetiva olemuse tõttu ning võimaldab suurendada diskreetimispunktide arvu ning vähendada seeläbi alias-artefakti.

Ka servast tehtud pildi järgi MTF-i leidmisel on erinevaid arvutuslikke meetodeid, mille suurimad erinevused tulenevad serva leidmisest pildil ning tema parameetrite arvutamisest, serva hajumisfunktsiooni (ESF – *Edge Spread Function*) loomisviisist ning matemaatilistest teisendustest ja korrektsioonidest ESF-ist MTF-i saamisel. Väikese ülevaate antud meetoditest ja erinevustest annab Samei et al.[16].

IEC on valinud Buhr et al.[46] poolt kirjeldatud meetodi, mille järgi toimuks MTF-i leidmine järgnevalt:

1. Serva asukoha ning nurga leidmine. Täpset meetodit IEC ei kirjelda, seega võib valida sobiva.
2. Serva kirjeldava sirge tõusu järgi ridade arvu N , mis vastab kõige täpsemalt serva serva-suunalisele nihkele ühe piksli võrra, leidmine. Saab kasutada valemit:
$$N = \text{round}\left(\frac{1}{\tan(\alpha)}\right),$$
 kus α on tõusunurk. Paigutades testkeha 1,5 kuni 3 kraadise nurga alla, tähendab see, et N on vahemikus 19 kuni 38.
3. Ülediskreeditud (*oversampled*) ESF genereerimine kasutades selleks N arvu järjestikkuseid piksliridasid serva suunas nii, et esimese rea esimene piksel on esimene andmepunkt, teise rea esimene piksel on teine andmepunkt jne. ning järgmise tulba esimene piksel on $N+1$ andmepunkt, teise tulba teine piksel $N+2$ andmepunkt jne. Kokku tulpade arv korda N andmepunkti.
4. Eelmise punkti (3) järgi saadud ESF-i leidmist korratakse järgmise (eelmistega mitte kattuvate) N järjestikuse rea jaoks mööda serva jne.

5. Eelnevalt saadud ESF-ide keskmistamine. Seega, mida rohkem ESF-e eelnevalt leitud, seda sujuvam ja täpsem on ESF.
6. ESF-i põhjal saadakse joonhajumisfunktsioon kasutades selleks $[-0,5;0;0,5]$ või $[-1;0;1]$ kerneliga diferentseerimist.
7. Arvutatakse joonhajumisfunktsiooni Fourier' teisenduse moodul ning saadud MTF normaliseeritakse selle ruumsagedusele 0 vastavale väärtusele. Ehk $MTF(0)=1$.
8. Soovi korral tehakse parandused lõplike elementide diferentseerimisest tulenevale veale. Samuti võib korrigeerida ruumsagedusi alamdiskreetimispunktide nihkest tuleneva vea parandamiseks.

1.4.3 NNPS

Müra võimsusspekter (*Noise Powers Spectrum* – NPS) või teise nimega Wiener'i spekter on defineeritud kui auto-kovariatsioonifunktsiooni Fourier' teisendus, mis kirjeldab signaali statistilist korrelatsiooni kahe punkti vahel, mis on eraldatud lõpliku vahemaaga[5], [35]. Digitaalse pildireseptori puhul võib seda võtta kui müra (pikslite vaheline variatsioon) lahutatuna ruumsageduslikeks osadeks kuni Nyquisti sageduseni[7].

NPS valemi arvutuslik kuju on:

$$NPS(u_n, v_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M * N_x * N_y} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{N_x} \sum_{j=1}^{N_y} [I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)] e^{-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)} \right|^2$$

kus u ja v on vastavalt pildireseptoril x ja y suunalised ruumsagedused, Δx ja Δy piksli mõõtmed, M on huvipiirkondade (*ROI – Region Of Interest*) arv, $I(x_i, y_j)$ on STP-ga lineariseeritud pildi andmed, $S(x_i, y_j)$ valikuline korrektsioon pildi andmetele, et eemaldada pildi mittehomoogeensused, mis tulenevad näiteks kiirguse intensiivsuse mittehomoogeensusest, N_x ja N_y on ROI suurus vastavalt x ja y suunas.

Antud M arv ROI-sid on n.ö. alam-huvipiirkonnad, mis on saadud pildi keskel asuvasse 125x125mm ülem-ROI-sse dimensioonidega N_x ja N_y ROI-de paigutamisel nii, et need omavahel nii x kui ka y suunas poole võrra kattuvad.

IEC ütleb, et ROI dimensioonid peavad olema 256x256 pikslit, kuid on leitud, et 128x128 pikslit ROI on väiksematel sagedustel täpsem ning vajalik on väiksem arv ROI-sid, mistõttu on see kliinilisel kasutusel oleva seadme puhul soovitatud[7], [48], [49].

Üldiselt esitatakse NPS aga normaliseeritud müra võimsusspektrina (NNPS), mis saadakse valemiga:

$$NNPS(u, v) = \frac{NPS(u, v)}{\bar{d}^2}$$

ja saadud NNPS ühikuks on mm². Juhul, kui aga $NPS(u, v)$ on eelnevalt lineariseeritud ja viidud seeläbi doosiga vastavusse siis on $NPS(u, v)$ ühik Gy²*mm² ning normaliseerimiseks on vaja läbi jagada doosi ruuduga.

1.5 RP162 parameetrid

Lisaks eelnevalt välja toodud parameetritele tuleb järgides RP162 juhendit leida veel mõningad parameetrid, mis ei kirjelda otseselt pildi kvaliteeti, kuid mille muutused võivad vihjata probleemidele pildireseptori töös.

1.5.1 STP

Signaali ülekandefunktsioon (STP – *System Transfer Property/detector response function /system transfer function/ system response function*) kirjeldab pildireseptori pikselväärtuse seost pildireseptorile pealelangeva doosiga ning võib olla reeglina kas lineaarne, logaritmiline või ruutsõltuvus. Eraldiseisvalt pildireseptori kohta vähe ütlev parameeter on vajalik pildi lineariseerimiseks, et oleks võimalik arvutada näiteks NNPS, mis vajab doosi ning pikselväärtuse vahel lineaarset sõltuvust[35].

STP leidmiseks tehakse erinevatel doosidel pildireseptoriga pildid ning leitakse hiljem piltidelt keskmine pikselväärtus. Saadud väärtused kantakse koos neile vastavate doosidega graafikule (logaritmilise sõltuvuse puhul on pikselväärtuse telg logaritmiline, lineaarse puhul lineaarne jne) ning punktidest viiakse läbi sirge, mis ongi süsteemi ülekandefunktsioon.[7], [8]

Piirmääraks RP162 järgi on see, kui STP-d pole võimalik leida või kui õhukerma ja pikselväärtuse vahel on seos keeruline.

1.5.2 Pimepilt

Pimepilt ehk pime müra (*dark noise image*) on ilma ekspositsioonita ehk 0 doosiga või teatud süsteemide puhul minimaalse mAs ja kV väärtuse juures ning suletud kollimaatoriga teostatud ülesvõte. Pimepildilt saab määrata keskmise pikselväärtuse ning selle standardhälbe ning sobiva akendamisega vaadata pildil olevat struktuurset müra. Ilma müra eemaldamiseta nii öelda toorpiltide (*raw/ for processing*) puhul on müra täiesti normaalne, küll aga ei tohi pikema ajalise jälgimise puhul müra tase suurened. Keskmine pikselväärtus võib jääda

samaks kuna regulaarsete pildireseptori kalibratsioonide käigus tehakse ka nihke ehk jääkliikme (*offset*) korrektsioon STP-le, muutuda võib aga standardhälve.[7]

Piirmääraks RP162 järgi on ülemäärane müra pimepildil.

1.5.3 Jääkpilt

Jääkpilt ehk säilkuva (*image retention/ Lag*) on eelmiste ülesvõtete mõju edasikandumine järgnevatele piltidele. Eristatakse aditiivset jääkpilti ning multiplikatiivset jääkpilti.

Aditiivse puhul on tarvis teha 2 ülesvõtet: esmalt pilt, kus pildireseptoril on kiiritamata ala (näiteks MTF testkeha taga) ning seejärel pilt, kus kiiritatakse tervet pildireseptorit. Aditiivne jääkpilt on suhteline erinevus (jagatatuna esimesel pildil kiiritatud alaga) teisel pildil kahe ala vahel, millest esimene sai esimesel pildil kiiritatud ning teine ei saanud.

Multiplikatiivse puhul on tarvis 3 ülesvõtet, millest esimene ja viimane on teostatud kiiritades tervet pildireseptorit ning keskmisel on ka kiiritamata ala. Hinnatakse esimese ja viimase pildi kahe ala (MTF testkeha kohale jääv ning selle kõrvale jääv ala) suhtelist erinevust keskmisesse.

IPEM ei käsitle multiplikatiivset jääkpilti ning kuna RP162 viitab IPEM-ile, siis pole multiplikatiivne jääkpilt Eestis kohustuslik parameeter. Piirmääraks on seatud 1% suhteline pikselväärtuste erinevus. Multiplikatiivne jääkpildi hindamine on nõutud IEC 62220-1-1:2015[8] standardis ning on täpsem, kuna arvestab ka kiirgusvälja mittehomoogeensust.

1.5.4 Ekspositsiooniindeks

Ekspositsiooniindeks ehk pildireseptori doosiindeks (*EI – Exposure Indeks/ DDI – Detector Dose Index* etc) on arv, mis näitab pildireseptori poolt saadud doosi teatud seadmetootja poolt antud ühikutes. Seosed doosi ning antud indeksi vahel on erinevatel tootjatel erinevad ning niisamuti on ka antud indeksi nimetused[50]. Tähtis on, et antud indeks, mis salvestub reeglina radioloogilise pildi DICOM-faili infos (*DICOM Tags*) oleks eri ülesvõtetel sama doosi korral võimalikult väikese varieeruvusega. RP162 järgi on maksimaalne lubatud erinevus keskmisest 20%[2].

1.5.5 Homogeensus

Homogeensus (*Uniformity*) ehk ühtlust hinnatakse nii visuaalselt ühtlaselt kiiritatud pildireseptori pilti kontrollides, kui ka mõõdetakse viie erineva ROI (2 cm x 2 cm) STP järgi

lineariseeritud keskmist pikselväärtust ja maksimaalset erinevust keskmisest. Iga kvadrandi keskel paikneb üks ROI ning omakorda viies ROI pildi keskel[7]. Individuaalse ROI maksimaalne lubatud erinevus viie ROI keskmisest tohib olla maksimaalselt 20%

1.5.6 Skaleerimisviga

Skaleerimisvigade (*Scaling errors*) mõõtmine ehk pildilt mõõdetava objekti suuruse vastavuse kontrollimine reaalsele suurusele. Antud mõõtmine vajab reeglina spetsiaalset fantoomi või testkeha, milleks on reeglina kas võrk või spetsiaalne joonlaud. Võimalik on ühendada antud mõõtmine valgusvälja ühtivuse kontrolliga üldiste röntgensüsteemi kvaliteedimõõtmiste käigus.[7] RP162 järgi on maksimaalne lubatud skaleerimisviga 4%.

1.5.7 Hägustumine/liitekohad/joonartefaktid

IPEM raport näeb ette, et tuleks teha mitmeid pilte erinevate testkehade/fantoomidega ning pilte siis lähemalt visuaalselt kontrollida. Küll aga on näidatud, et antud mõõtmistega võrreldava tulemuse võib saada variatsioonipildiga (*variance image*)[3], [7], [11]. Piirmääraks RP162 järgi on kliiniliselt oluliste hägustumiste või joonartefaktide olemasolu.

1.6 Tarkvaralised lahendused

Pildi ning pildireseptori parameetrite hindamiseks on vajalik tarkvara, mida on püüdnud erinevad töögrupid ning meditsiinifüüsikud arendada. Kahjuks on antud hetkel olukord, kus loodud on mitmeid erinevaid programme, millel igal ühel on omad miinused ja plussid, kuid täielikult töötavat lahendust olemas pole. Kuna pole ühte kindlat tarkvara, mille kasutamine oleks antud valdkonnas tunnustatud ning kõikidest programmidest täpsema ülevaate saamine oleks aeganõudev tegevus, siis on antud magistritöös tehtud hetkel avalikult saadaval olevatest programmidest kokkuvõtte, et meditsiinifüüsikud ja inseneril, kes pildireseptorite parameetreid hindama hakata plaanib, oleks kergem endale sobiv tarkvara valida.

MTF-i ja NPS-i arvutuse meetodid on aja jooksul muutunud, sest on leitud, et väikesed detailid võivad lõpptulemust oluliselt muuta. Nagu näiteks alguses täiesti tavapärane tegevus täpsuse tõstmiseks – keskmistamine IEC 2003 aasta standardi järgi tõstis kunstlikult MTF väärtust[32], [46], mistõttu see uues standardis ära muudeti. Nii võib juhtuda, et tarkvara autorid kas ei jälgi täpselt üht või teist standardit kuna püüavad ise tulemust parandada või täpsust tõsta või isegi kui jälgivad, võib standard siiski jätta midagi lahtiseks või mitmeti tõlgendatavaks. Kahjuks ei leidnud antud töö autor ka ühtegi tarkvara, mis järgiks hetkel

kehtivat IEC standardit. Tulenevalt kõikidest erinevustest metoodikate vahel on võimalik saada ühest ja samast MTF-i või NPS-i pildist oluliselt erinevad tulemused[51].

Mitmed pildireseptorite tootjad on ka ise välja töötanud kvaliteedikontrolli tarkvarad, kuid reeglina ei võimalda nad mõõta näiteks MTF-i ning NPS-i või kui võimaldavad, on mõeldud kasutamiseks vaid tootja esindajale[52].

1.6.1 IQWorks

Kõige põhjalikum ja kõige rohkemate võimalustega vabalt saadavalolev programm on loodud peamiselt Andrew J. Reilly[14] poolt tema doktoritöö raames. Kuigi programmile on loodud oma [wiki](#) lehekülg, on see kahjuks praktiliselt tühi ning kõige parema ülevaate programmist saab siiski soetades endale autori doktoritöö. Mingil põhjusel on programmi arendus jäänud seisma ning puuduvad ka komponendid, mida ta on kirjeldanud oma doktoritöös. Üks neist on DQE analüüsimoodul, mida internetis saadaolevates programmi versioonides pole. Kuigi idee järgi oleks see moodul võimalik analüüsipuuna (*analysis tree*) ise kirjutada, siis kahjuks seda teha püüdes programm hangus või andis veateate, mistõttu sai kasutatud toimivaid mooduleid, millega sai mõõta MTF-i ja NNPS-i ning siis need andmed omakorda tabelitöötlusprogrammi Excel eksporditud ja seal edasised DQE arvutused teostatud. IQWorks on küll avatud koodiga, kui nõuaks suure hulga ajalist ressursi, et koodis vajalik info üles leida või soovitud parandused teha.

Kuigi IPEM viitab IQWorksile oma raportis, siis teaduskirjanduses IQWorksi kasutamisele DQE mõõtmisel (autorile teadaolevalt) viidatud ei ole, küll aga on kasutatud teisi analüüsimooduleid teistes modaliteetides, näiteks magnetresonantstomograafias[53].

1.6.2 TY_DQE

Kuna DQE tulemust mõjutab oluliselt MTF väärtus, sest DQE on MTF-ist ruutsõltuvuses, siis on oluline MTF võimalikult täpselt määrata. Et puudus uuele IEC standardile[8] vastav tarkvara, sai teiste programmidega leitud MTF-ide kontrollimiseks kirjutatud uuele standardile vastav programm. Eraldi programmi kirjutamise üheks peamiseks põhjusteks oli kindlasti ka läbipaistvus, nimelt oli raske kindlaks teha, mis algoritmid seisavad teiste programmide taga ning kuna on teada, et erinevate algoritmidega on oluliselt erinevaid tulemusi võimalik saavutada, siis oli lihtsam uus programm kirjutada ja see seda avaliku koodiga, et see ka teistele läbipaistev oleks.

Programm kujutab endast java programmeerimiskeeles kirjutatud pilditöötlusvahendite kogumiku [ImageJ](#) lisandmoodulit. TY_DQE-s on kasutatud Frank

Rogge poolt kirjutatud programmi „QA-distri“ ühe alamosa „DQE panel“ koodi, mis oma olemuselt pidi võimaldama DQE arvutusi, kuid kahjuks ükski versioon programmist ei tööta, sest programmi on jäänud erinevad vead arvatavasti uuenduste sisseviimise käigus. [QA-distri](#) on oma koodiga [GNU GPLv2](#) litsentsi alusel internetis vabalt saadaval.

Kavas on arendada TY_DQE edasi nii, et sellega oleks võimalik enamus digitaalsete pildiretseptorite kvantitatiivseid parameetreid ära mõõta.

1.6.3 COQ

Esmalt aastal 2008 QC_DR[54] nime all välja tulnud ImageJ lisandmoodul arenes välja [COQ](#)-ks[15], kuhu lisati ka MTF, NPS ja DQE mõõtmise võimalused. Programm sisaldab pildianalüüsi koha pealt kõiki DQE leidmiseks vajalikke arvutuslikke meetodeid ja analüüse, ning lisaks ka võimalust arvutada jääkpilt vastavalt IEC 62220-1-1 (2015) standardile, kuigi programmi kirjeldava artikli järgi vastab MTF arvutuse osas IEC 62220-1-2 (2007) ja 62220-1-1 (2003) standarditele ning põhineb Samei et al.[47] artiklis kirjeldatud MTF-i leidmise protseduuril, mis IEC 2015 standardist erineb peamiselt servahajumisfunktsiooni diskreetimise viisist.

2 METOODIKA

Täpse ülevaate andmine DQE mõõtmiste metoodikast oleks mahukas ning seetõttu on antud peatükis ära toodud erinevused IEC 62220-1-1:2015[8] standardist või konkreetsed valikud, mille IEC standard lahtiseks jätab, detailsema ülevaate saamiseks tuleks pöörduda antud standardi poole. Ülejäänud RP162-s välja toodud parameetrite täpne leidmine on toodud IPEM-i raportis[7].

2.1 Seadmed

Mõõtmised teostati kasutades selleks Tartu Tervishoiu Kõrgkoolis asuvat Siemens Ysio röntgensüsteemi, mis pole küll kliinilises kasutuses, kuid ei erine kliinilises kasutuses olevatest seadmetest. Mõõtmiste võrreldavuseks kasutati kõigi pildireseptorite jaoks sama röntgentoru, milleks oli Siemens Ysio röntgensüsteemi röntgentoru Optitop 150/40/80HC. Kasutatud nominaalne fookustäpi suurus oli 1 mm, kuigi seade võimaldab valida ka 0.6 mm. Röntgensüsteemi juurde kuuluvad 2 digitaalset pildireseptorit: Wifi pildireseptor Trixell Pixium 3543pR pikslisuurusega 0,144 mm ning vertikaalstatiivis asuv Varian PaxScan 4343R pikslisuurusega 0,139 mm. Lisaks sellele laenas mõõtmisteks AS Semetron tootja RF SystemLab-i CCD-pildireseptorit Naomi, mille pikslisuurus on 0,1 mm. Antud pildireseptor valiti katsetamiseks, sest see ei nõudnud röntgensüsteemi ümberehitamist selleks, et seda süsteemi lisada ning olemas oli vajalik tarkvara ja litsentsid. Lisaks sellele oli Naomi pildireseptoreid kliiniliselt veel hiljuti Eestis kasutusel ning tehnoloogia erinevuse tõttu andis hea võrdlusmaterjali kahe samaaegselt kliinilises kasutuses olnud süsteemi ning tehnoloogia vahel.

Õhukerma ja poolnõrgestuspaksuse mõõtmisteks oli kasutusel Tartu Ülikooli katsekoja meditsiiniseadmete laboris kasutatav RTI Electronics AB dosimeetriasisüsteem Barracuda tarkvaraga Ocean Professional.

2.2 Geomeetria

Eesmärk oli teostada mõõtmisi nii, et need oleksid korratavad kliinilises kasutuses oleval seadmel, sealjuures järgides võimalikult täpselt IEC standardit, et mõõtmistulemused oleksid võrreldavad standardiseeritud tulemustega. See tähendab, et kui IEC järgi tuleb näiteks MTF-i testkeha serv asetada võimalikult lähedale pildireseptori pinnale, mis võib tähendada katete eemaldamist või serva asetamist hajukiirtevõre sahtlisse, siis antud juhul asetati testkeha pinnale, millel patsient saab kõige lähemal pildireseptorile olla.

Et mõõtmised peavad olema lihtsasti teostatavad ja et kliinilises kasutuses oleva seadme aeg on kallid ning seadet ei saa seeläbi ajaliselt pikalt testida, optimeeriti mõõtmiste arvu ning erinevad mõõtmised õhendati omavahel. Seetõttu ei kulutatud aega lisa diafragma paigutamisele ning kollimatsiooniväli kattis tervet pildireseptorit, saadud täisvälja kujutised olid kasutatavad ka näiteks pildi homogeensuse ja ekspositsiooniindeksi mõõtmiseks. Kiirgusvälja piiravate diafragma puudumisel ning täielikult avatud kollimaatoriga on küll hajukiirgus suurem ja seeläbi MTF-i tulemus kehvem, kui IEC standardi järgi mõõtmise teostades[17], kuid kui seda üheselt kõigi mõõtmiste puhul teha, on need siiski omavahel võrreldavad ja võimalik on pika-ajaline pildireseptori jälgimine[7], [55], [56]. Kuigi IPEM lubab õhukerma mõõturi asetada pildireseptori kõrvale ning seeläbi ajakulu veelgi vähendada, otsustati antud töö käigus siiski täpsuse mõttes õhukerma mõõtmised eraldi teostada. Lisaks sellele ei võimaldanud Ysio röntgensüsteem vertikaalstatiiviga pilti tehes kollimatsiooni suuremaks kui pildireseptor teha (autokollimatsiooni tõttu). Eraldi õhukerma mõõtetäpsuse tõstmiseks kordusmõõtmise ei teostatud, küll aga vastavalt RP162 juhendile sai mõõdetud ära ekspositsiooni indeksi korratavus, mis võimaldas vastavaid pilte kasutada ka NNPS arvutusel ROI-de arvu suurendamiseks ja seeläbi NNPS täpsuse tõstmiseks.

Kliinilises kasutuses oleva seadme puhul on eelkõige tähtis pikaajaliste muutuste jälgimine ning ka sellest tulenevalt tehti antud töö käigus teatud mööndusi. Näiteks filtermaterjalina kasutati IPEM-i poolt välja pakutud 1 mm vaske[11], mitte IEC poolt standardis IEC 61267:2005[28] ära määratud 21 mm alumiiniumi, saavutamaks kiirguskvaliteeti RQA5. Nimelt on seadmesse juba paigaldatud 0,3 mm Cu filtratsioon ning seadme juures on veel 0,7 mm Cu lisafiltratsiooni. Üle mõõdeti ekvivalentne alumiiniumi poolnõrgestuspaksus, milleks oli 7,27 mm Al. Edasise meetodika täiendamise käigus on kavas võtta kasutusele filtratsioonid, kus on nii vase kui ka alumiiniumi filter koos, sest suure alumiiniumfiltri paigaldamine kollimaatori külge võib osutuda keeruliseks ning näiteks kiirtekimbu vertikaalse asendi puhul ka ohtlikuks pildireseptorile. Lisaks sellele on alternatiivse filtratsiooni puhul võrreldes alumiiniumiga ka vajaminevad voolud väiksemad ning seeläbi ka koormus röntgentorule[57], [58]. Kõik mõõtmised teostati antud 1 mm Cu kogufiltratsiooniga.

MTF testkehaks oli roostevabast terasest Artinis „MTF-tool“ 120 mm x 60 mm x 0,8 mm, mille pikem serv oli mõeldud MTF-i mõõtmiseks. Testkeha asetati pildireseptori pinnale ilma pildireseptorilt ühtegi katet eemaldamata, vertikaalstatiivi puhul kleebiti pinnale, nii et serva keskpunkt asetses pildireseptori keskpunktis ning serv oli piksli ridade või tulpadega 1 kuni 3 kraadise nurga all. Selleks, et nurga alla asetamine võimalikult lihtne oleks, oli

kasutusel paberileht, millel testkeha kujutised, mis juba paberi servaga soovitud nurga all asetsevad. Lihtsuse mõttes võib valmistada ka näiteks abivahendina paberilehe, kus asetsevad jooned vastava nurga all ning paberileht on pildireseptori suurune. Kuigi täpne nurk pole tähtis, tõstab võimalikult väike nurk, järgides näiteks IEC 2015 standardit, oluliselt diskreetimispunktide arvu ning seeläbi täpsust. Teatud MTF-i arvutuse algoritmide ning tarkvarade puhul aga võib esineda probleeme liiga väikese nurga puhul, seda näiteks IQWorksi puhul.

Et viia pildireseptori ja fookuspunkti vahemaad võimalikult suureks, oli pildireseptor asetatud põrandale (Naomi ning Wifi pildireseptor) pliikitlile, et vähendada tagasihajuvat kiirgust. Seinastatiivi puhul tagasikiirguvat hajukiirgust vähendada ei saanud. Kollimaatori küljes asetseva mõõdulindiga oli võimalik pildireseptori ning fookuspunkti vahemaa ära mõõta ning see salvestus ka iga pildi juurde DICOM-info alla. Kuna vahemaa pildireseptori ja röntgentoru vahel oli ca 200 cm olenevalt pildireseptorist, siis ilma spetsiaalseid vahendeid kasutamata (a la fookuspunktist nõõri riputamisetä või vertikaalstatiivi puhul loodita) polnud täpselt 90 kraadi all vahemaa mõõtmist võimalik teostada, mis tähendas, et kui DICOM-info all oli kaugus millimeetri täpsusega, siis reaalsuses oli täpsus siiski cm täpsusega ja seda pildireseptori katte pinnani. Pildireseptori ja röntgentoru vahemaa valik on kompromiss erinevate parameetrite ning mõjutegurite vahel. Suurem vahemaa tähendab, et kaugust ei pea nii täpselt mõõtma, sest väiksem kauguse muutus ei mõjuta õhukerma muutust nii palju kui ta seda pöördruutsõltuvuse tõttu lähemal teeks. Kuna pildireseptori tegeliku pinna, mitte tema katete, kaugust fookuspunktist pole võimalik tihtipeale mõõta, siis on sellest tulenev määramatus paratamatus. Suuremast vahemaast tulenevalt on aga sama õhukerma väärtuse saavutamiseks vajaminevad mAs väärtused suuremad ning koormus röntgentorule suurem. Järjepidevuse jaoks on tähtis aga täpselt üles märkida, mis pinnast fookuse ning retseptori vahemaad mõõdetakse.

2.3 Mõõtmised

Peale geomeetria paika seadmist sai alustada õhukerma väärtuste mõõtmisega. IEC ütleb, et õhukerma väärtused tuleb valida sõltuvalt „normaaltasemest“, kuna see on aga suhteline ega pruugi olla üheselt määratud, siis püüti mõningaid kirjanduses kasutatud tasemeid järgida ning nende põhjal oma tasemed valitud, milleks olid 0,6 μGy , 1 μGy , 2,1 μGy , 4,3 μGy , 8,6 μGy ja 11 μGy . Kuigi antud töö käigus mõõdeti kokku kuuel eri tasemel, pole lineaarsete süsteemide puhul tegelikult nii palju erinevaid tasemeid vaja ning piisab 5-

st[7], [8]. Tasemete täpne valik sõltub aga saadaval olevatest generaatori voolude ning võtteagade valikust.

Õhukerma mõõtmise ajal asetseb kiirgusväljas ainult dosimeetriasüsteem Barracuda, mille kaugus fookuspunktist fikseeriti protokollis, see võimaldas hiljem iga pildireseptori puhul, teades pildireseptori kaugust fookuspunktist, pildireseptorile jõudva doosi arvutada. Protokollis fikseeriti ka igale õhukerma väärtusele vastavad röntgentoru voolu ja võtteaja parameetrid. Edasiste mõõtmiste käigus enam dosimeetriasüsteemi tarvis ei läinud, kuigi soovi korral saaks asetada dosimeetri pildireseptori kõrvale kiirgusvälja ning salvestada koos iga pildiga referentsväärtusena mõõdetud doos, mis võimaldaks tegelikkuses õhukerma mõõtmised piltide tegemisega ühendada ja seeläbi ka aega kokku hoida. Kuigi IPEM juhend seda lubab, siis IEC mitte, antud töö käigus otsustati selle koha pealt IEC standardit jälgida.

Samade röntgentoru voolude ning võtteagade juures tehti igal õhukerma tasemel tasavälja pilt pildireseptorist ning lisaks ühel valitud tasemel veel 2 pilti. Nende piltide põhjal sai hiljem leida mitmeid parameetreid – nii kvantitatiivsete parameetrite leidmiseks vajalikud STP ja NNPS väärtused, kui ka üldiste kvaliteedimõõtmiste jaoks nõutud näitajad: homogeensus ja variatsioonipilt, mida kasutati artefaktide tuvastamiseks. Tase, millel kokku 3 pilti teostati, võimaldas NNPS arvutusteks ROI arvu suurendada ning ühtlasi ka ekspositsioonindeksi korratavuse ära kontrollida.

Kuigi multiplikatiivne jääkpilt ei ole Eestis nõutud parameeter, lisati antud mõõtmine siiski metoodikasse, sest kombineerides MTF ja jääkpildi mõõtmised, ei tähendanud see olulisi lisamõõtmisi. See aga tähendas, et 1,5 minuti jooksul tuli teostada kõik vajalikud protseduurid kahe ülesvõtte vahel. Ühendamist võimaldas see, et „normaaltase“ oli võetud maksimaalne kasutatud tase ehk 11 μGy . Seega järgnevad mõõtmised olid: 1 pilt MTF testkehast, 1 tasavälja pilt ilma testkehata, 1 pilt MTF testkehast (võrreldes eelmisega 90 kraadi võrra keeratud) ning pimepilt. Pimepildi puhul oli kollimaator suletud, võimalikult väike vool ning võtteaeg ning võimalusel pildireseptor kiirgusväljast/röntgentorust eemale tõstetud. Kuna kõik pildid olid sooritatud järjest, siis oli kahe ülesvõtte vaheline aeg sama ka viimase 11 μGy pildi (NNPS ja DDI korratavus) ja esimese MTF pildi vahel ning koos järgneva 11 μGy tasaväljakujutisega moodustasid antud 3 pilti multiplikatiivse jääkpildi mõõtmise. Viimased kaks pilti- 1 pilt MTF testkehas ja teine pimepilt, omakorda aditiivse jääkpildi.

2.4 Arvutused

DICOM piltide järgi erinevate parameetrite leidmiseks kasutati antud töö käigus peamiselt programme COQ, IQWorks ning enda loodud programmi TY_DQE. Autori loodud programm TY_DQE võimaldab hetkel mõõta IEC 62220-1-1:2015 järgi MTF väärtust, mistõttu kasutati seda töö käigus võrdlusena teise kahe programmi tulemuste analüüsimisel. Nii IQWorksil kui COQ-il on mõlemal miinuseid, millest tulenevalt kulus arvutustele küllaltki palju aega. Näiteks COQ ei suuda töödelda pakitud DICOM faile ja need tuli ümber konverteerida ning annab tulemused nii, et komakoha eraldajana on kasutatud nii punkti kui koma, mistõttu oli üks või teine vaja eraldi ära muuta. IQWorks ei võimalda otse DQE-d mõõta ning vaja oli andmetöötlus mõnes teises programmis teostada. See tähendas, et kohati tuli andmed ümber diskreetida (*rebinning*), et NNPS ja MTF andmete ruumsageduse andmepunktid kattuks. Mõlema programmi puhul oli tarvis parema ülevaate saamiseks tulemused tabelitöötlusprogrammi tõsta, et neid seal näiteks omavahel võrrelda.

Kõik NNPS ja MTF arvutused olid teostatud STP järgi lineariseeritud piltide põhjal. IQWorksis kasutati MTF-i leidmisel antud analüüsimeetodi algseadeid, see tähendas, et serva leidmiseks oli kasutusel Sobeli meetod ja arvutustel Hammingu filtrit, TY_DQE-s pildi ega ka andmete töötlemisel ühtegi filtratsiooni ei kasutatud ning serva leidmisel kasutati maksimaalse muutuse järgi lineaarse regressiooni sobitamist. COQ-i puhul ei olnud selge, kas programm rakendab mingit filtratsiooni või ei ning mis meetodi järgi serv leitakse. Programmide vaheliseks võrdluseks oli alati ROI samal pildil samasse kohta paigutatud. ROI suurus ning paigutus oli vastavalt IEC standardile.

Skaleerimisvea arvutused olid asendatud MTF testkeha laiuse ning pikkuse määramisega, mis tähendas, et polnud tarvis teostada lisamõõtmisi ning polnud ka tarvis eraldi fantoomi/testkeha.

Hägustumise/liitekohtade/joonartefaktide leidmiseks oli kasutusel variatsioonipilt, mis tähendas, et puudus vajadus eraldi fantoomi/testkeha jaoks ning antud meetod võimaldas ka visuaalselt kergelt vigu märgata.

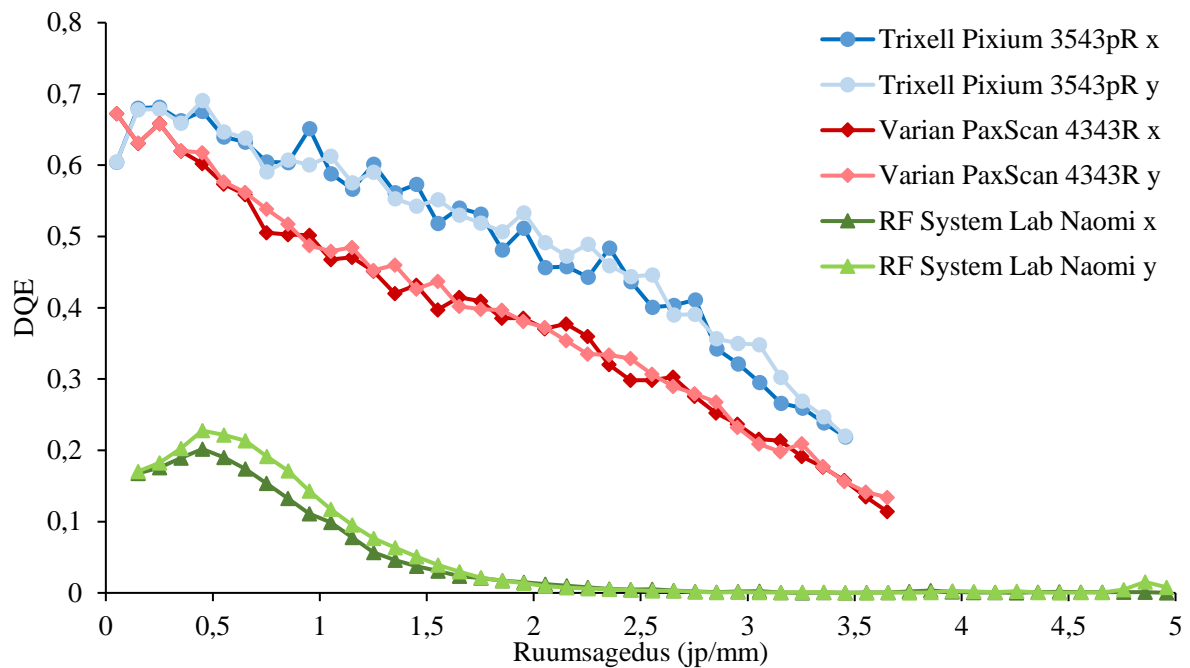
Õhukerma suhteline mõõteviga oli Barracuda dosimeetriasüsteemil 5%, koos kauguse suhtelise mõõteveaga 1% oli õhukerma suhteline viga alla 9%. Mõõtmisvõimsusspektri arvutusvead jäid alla 2%. MTF ja seeläbi ka DQE viga leidmine on keeruline, mistõttu seda reeglina ka ei esitata.

3 TULEMUSED JA ARUTELU

3.1 DQE

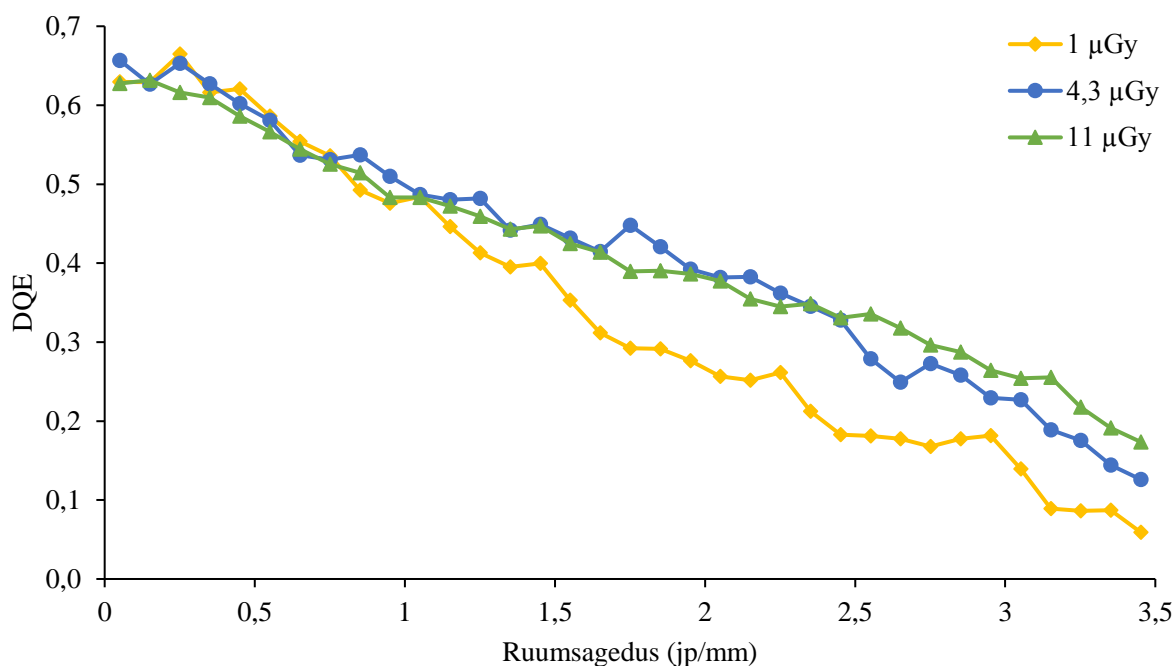
Kolme mõõdetud pildireseptori DQE-de võrdlus on toodud Joonisel 4, kuid tuleb märkida, et antud kõverad pole saadud samadel tingimustel. Nimelt selgus Naomi STP mõõtmise käigus, et õhukerma 11 μGy puhul, millega oli teostatud NNPS-i ja MTF-i mõõtmised teise kahe pildireseptoriga, oli Naomi pildireseptor küllastuses, nagu näha Jooniselt 13. Seetõttu tuli Naomi pildireseptoril mõõta NNPS ja MTF väärtused 8,9 μGy juures, mis oli mõnevõrra väiksem meie poolt valitud õhukerma kuuendast tasemest. On teada, et MTF graafiku kuju õhukermast oluliselt ei sõltu, peamiselt mõjutab graafikut madalatel õhukerma väärtustel domineeriv müra kõrgematel ruumsagedustel[10], [12]. Selle kontrollimiseks mõõdeti MTF-i õhukerma kolmel eri väärtusel nagu näha Jooniselt 7. Kuna NNPS-i saab arvutada ka STP tarvis tehtud ülesvõtetelt, siis sai vastavaid juba olemasolevaid pilte selleks kasutada ning NNPS nende järgi arvutatud. Et iga õhukerma väärtuse kohta oli aga vaid üks pilt, siis on ROI-de arv väiksem ning seega ka NNPS-i täpsus väiksem, sellest ka PaxScan-i ja Pixium-i DQE kõverate mõnevõrra hüplev kuju. Ehk siis DQE arvutuseks on kasutatud antud graafikul PaxScan ja Pixium pildireseptori puhul ca 11 μGy õhukermaga tehtud MTF ja ca 8,6 μGy juures teostatud NNPS mõõtmisi, samas kui Naomil on nii NNPS kui ka MTF 8,9 μGy juures mõõdetud. Tuleb ära märkida ka, et õhukerma väärtused olid siiski veidi erinevad, vastavalt Naomi 8,9 μGy , PaxScan 8,3 μGy ja Pixium 8,6 μGy , erinevus tuleneb sellest, et fookuspunkti ning pildireseptori vahemaa ei olnud alati sama ning tarvis oli pöördruutsõltuvuse kaudu pildireseptori pinnal oleva õhukerma suurus arvutada. Vastavalt olid siis kaugused 195 cm, 202 cm ja 198 cm. Sama kaugust polnud võimalik alati hoida näiteks seetõttu, et kui esmalt seati väiksema pildireseptori puhul vahemaa pildireseptori ja fookuspunkti vahel maksimaalselt suur, siis suurem pildireseptor pidi paratamatult lähemal asetsema.

DQE tulemused on võrreldavad sarnaste pildireseptorite ning metoodikatega, mis on varem kirjanduses kirjeldatud[12].



Joonis 4. Mõõdetud kolme pildireseptori tuvastuskvantsaagise (DQE) kõvera võrdlus. Graafik on esitatud kuni Nyqvisti sageduseni. Arvutused on tehtud IQWorksis. X tähistab pildireseptori piki ehk horisontaalsuunda ning Y vertikaal ehk ristsuunda.

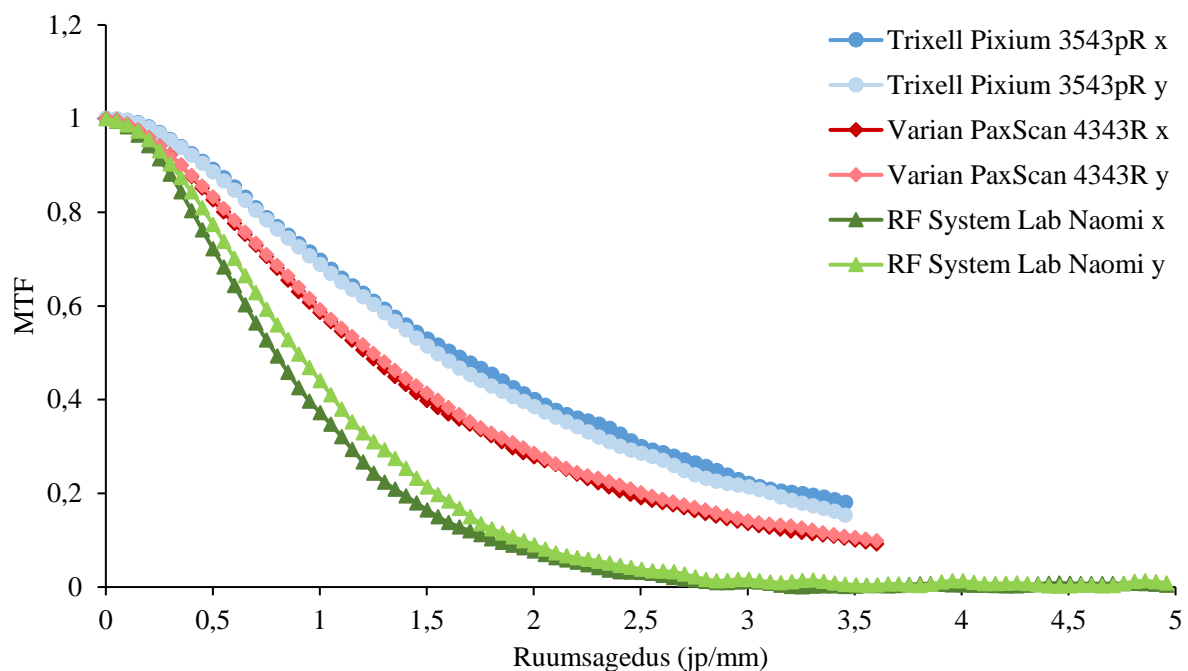
Nagu eelnevalt öeldud, mõõdeti MTF-i sõltuvust õhukermast, kasutades ka vastavatel õhukerma väärtustel saadud NNPS-i tulemusi on võimalik näidata DQE sõltuvust õhukermast (vt Joonis 5). On näha, et väiksematel õhukerma väärtustel kaasneva suurema müra tõttu on suurematel õhukerma väärtustel suurem DQE väärtus, mis on kõige paremini näha just ruumsageduse suurenedes.



Joonis 5. Tuvastuskvantsaagise (DQE) sõltuvus õhukermast kolmel erineval doositasemel: 1 μGy , 4,3 μGy ja 11 μGy . Mõõdetud PaxScan pildiretseptoril ning arvutatud, kasutades tarkvara IQWorks.

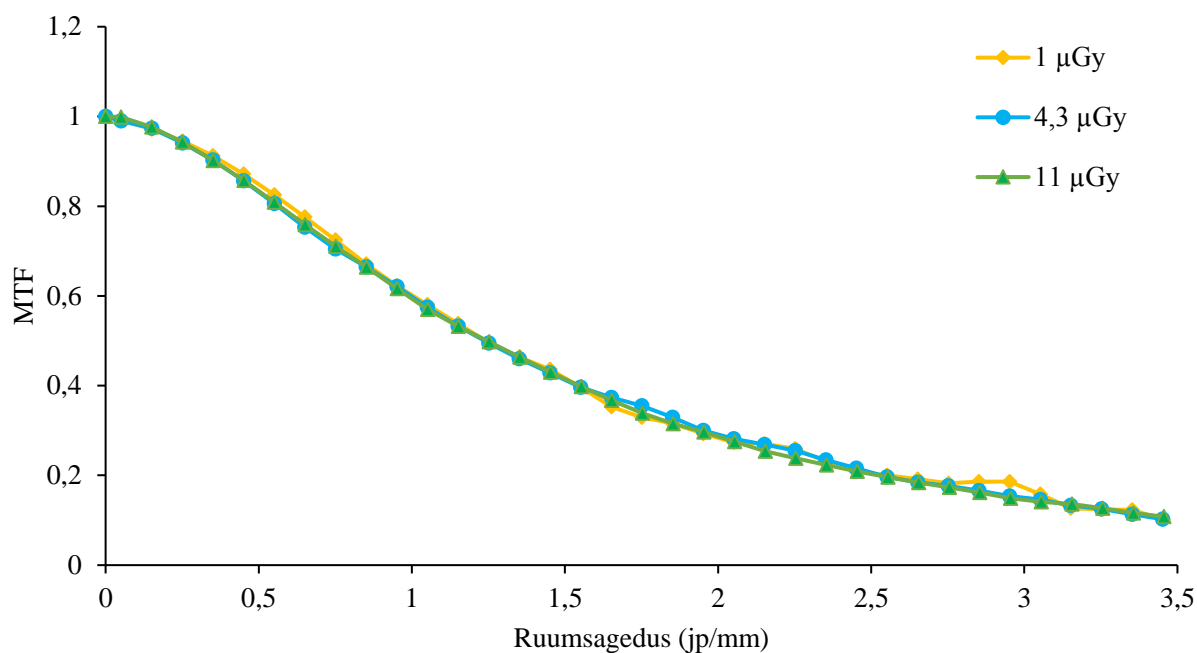
3.2 MTF

Joonisel 6 on näha mõõdetud kolme pildiretseptori MTF-i kõverad nii pildiretseptori piki kui ka ristsuunas. Tuleb märkida, et erinevused piki ning ristsuunas ei pruugi olla pildiretseptorist tulenevalt, vaid võivad olla ka tingitud näiteks kiirgusvälja geomeetriast (külgkaldeefekt, fookustäpi kuju jne.) ning nõuaks väljaselgitamiseks lisamõõtmisi, näiteks keerates testkeha pildiretseptoril 90 kraadi võrra ja samas ka keerates pildiretseptorit röntgentoru suhtes 90 kraadi võrra. Olgugi, et piksli suurus võiks viidata, et MTF-i kõverate järjekord võiks olla vastupidine, on erinevad faktorid, mis tulemust võivad mõjutada. Naomi pikslisuurus on 0,1 mm ning seegi on tarkvaraliselt liidetud väiksemate CCD pildiretseptori pikslite summa, kuid tehnoloogiliselt ei võimalda samal tasemel täpsust kui teised kaks pildiretseptorit. PaxScan pildiretseptori pikslisuurus on 0,139 mm ning Pixiumi retseptoril 0,144 mm, kuid kuna MTF testkeha ei olnud võimalik ilma katteid eemaldamata PaxScan pildiretseptori pinnale asetada, siis mõjutab see kindlasti tulemust. Antud töö käigus eraldi kauguse suurenemisest tuleneva hajukiirguse mõju ei hinnatud, kuid antud negatiivne mõju MTF-ile on kirjandusest teada.[10], [56]



Joonis 6. Mõõdetud kolme pildireseptori modulatsiooniülekandefunktsiooni (MTF) kõverate võrdlus, kus x tähistab pildireseptori ristsuunda ning y pikisuunda. Pixium ja PaxScan mõõtmised on teostatud vastavalt 11 μGy ja 10,6 μGy ning Naomi 8,9 μGy juures. Arvutused teostatud tarkvaraga IQWorks.

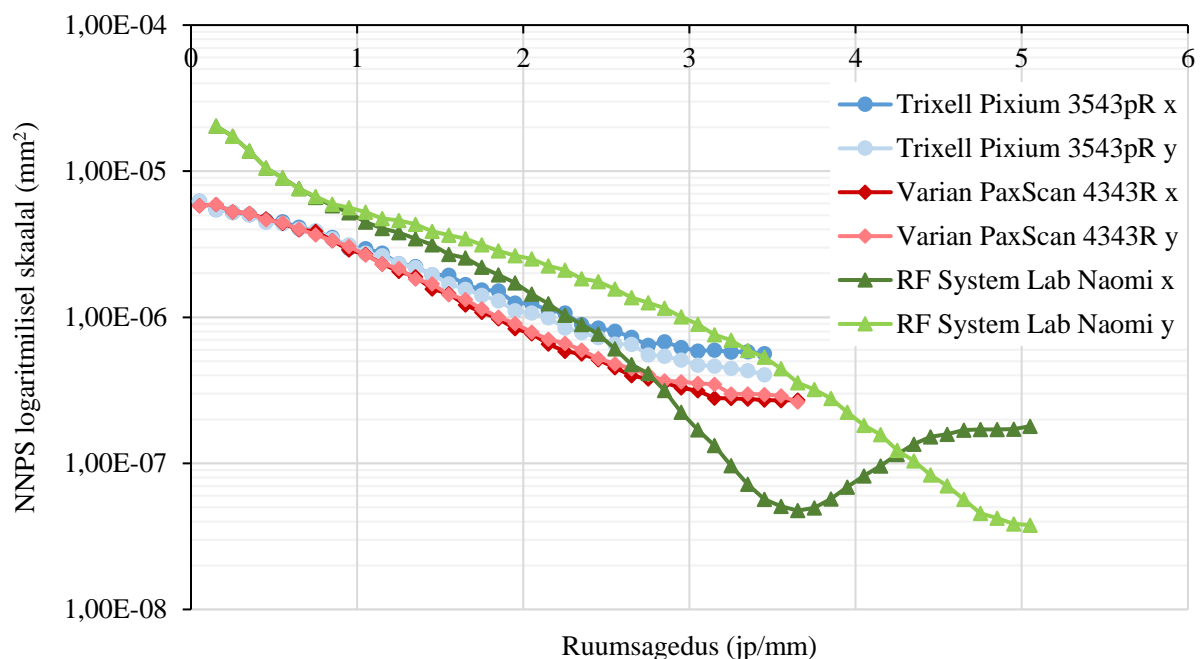
Väikeste õhukerma väärtuste juures on MTF-i mõõtmine raskendatud, sest vahe MTF testkeha asukohas oleva keskmise pikselväärtuse ning palja pildireseptori (ehk ala, millel ei asetse MTF testkeha) pikselväärtuse vahel on väike ning seega ka ühe diskreetimissammu muutus serva peal, olles samas suurusjärgus müraga. Näiteks 1 μGy puhul on keskmine pikselväärtus 49,9 standardhälbega 1,56 ning palja pildireseptori pikselväärtus 96,7 standardhälbega 1,96. Serva keskel, kus muutus kahe diskreetimispunkti vahel on kõige suurem, jääb muutus ikkagi alla 2-e. Samas 11 μGy puhul on pikselväärtus MTF-i testkeha asukohas 390 standardhälbega 3,53 ning paljal pildireseptoril 908 standardhälbega 6,42, suurim vahe kahe diskreetimissammu vahel 8-11, mistõttu on suuremal õhukerma väärtusel teostatud MTF-i mõõtmine täpsem. Selle vea vähendamiseks soovitab IEC teha korduspilte ning need omavahel keskmistada, kuid kuna antud töö käigus spetsiaalselt sellele ei keskendunud, siis on müra tulenevad erinevused ka antud kõveral näha (Joonis 7). (Nagu näiteks 3 jp/mm ruumsagedusel olev suurem MTF 1 μGy doosiga.)



Joonis 7: Modulatsiooniülekandefunktsiooni (MTF) mõõtmised teostatud PaxScan pildireseptoril kolme erineva õhukerma taseme juures ilma testkeha liigutamata. Arvutused teostatud tarkvaraga IQWorks

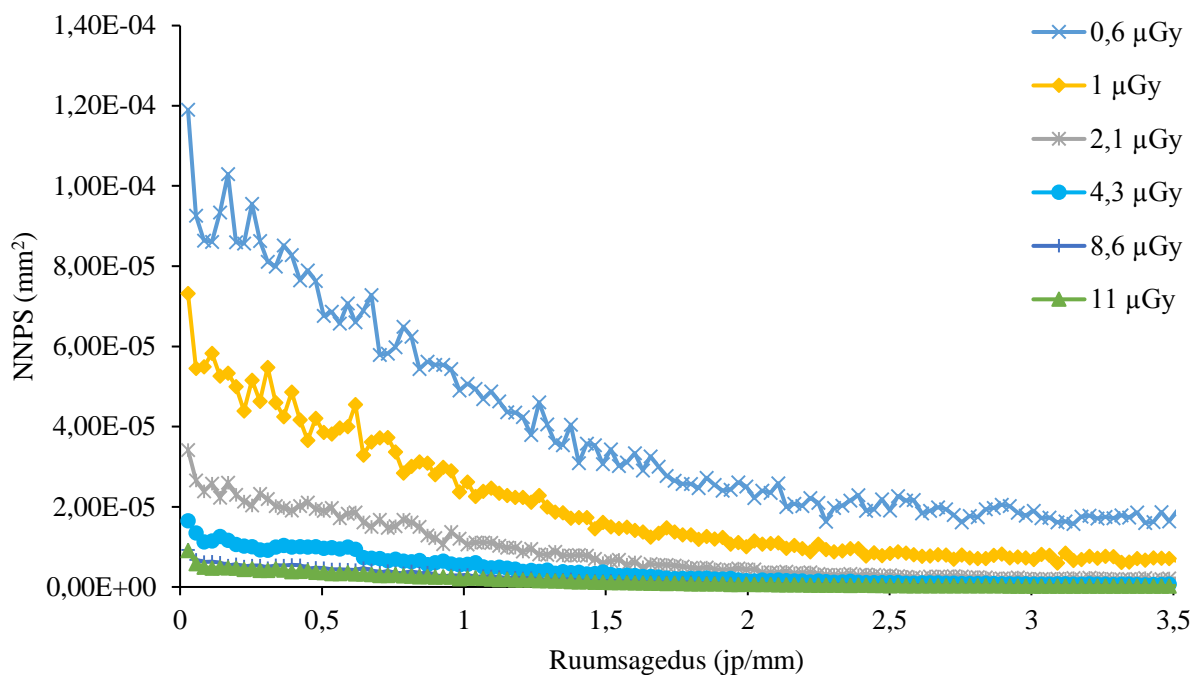
3.3 NNPS

Joonisel 8 on esitatud mõõdetud pildireseptorite NNPS kõverate võrdlus. NNPS on esitatud logaritmilisel skaalal, sest erinevus Naomi ning kahe teise pildireseptori vahel on suur ning logaritmiline skaala võimaldab kõrgemate ruumsageduste erinevusi paremini välja tuua. Nii on näha, et Naomi pildireseptoril on suur erinevus horisontaal- ning vertikaalsuuna vahel ruumsagedusel 3,5 joonpaari, mis viitab anisotroopsusele. Nagu näha, on PaxScan-i ja Pixium-i tüüpi pildireseptorite vaheline erinevus väike ning nende DQE-de erinevus tuleneb suuresti MTF-i erinevusest ja seega arvatavasti sellest, et MTF testkeha polnud asetatud pildireseptori tegelikust pinnast samale kaugusele.

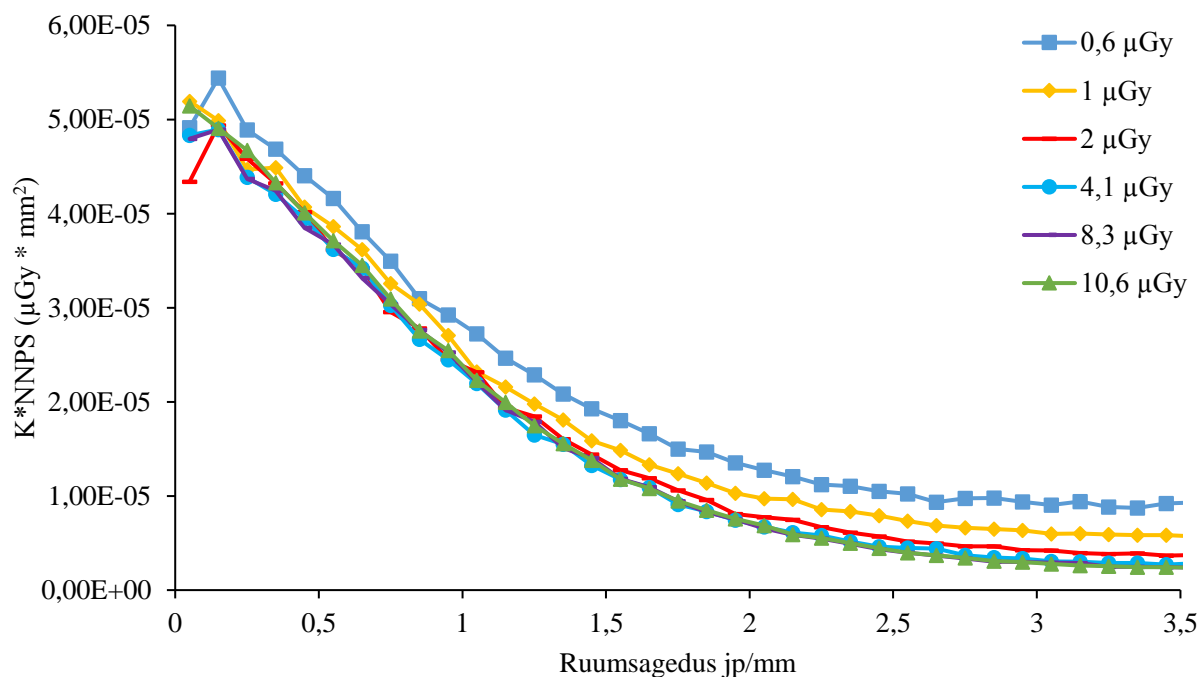


Joonis 8. Mõõdetud kolme pildireseptori normaliseeritud müra võimsusspektrite (NNPS) kõverate võrdlus, kus x tähistab pildireseptori ristsuunda ning y pikisuunda, doosid vastavalt: Naomi 8,9 μGy , PaxScan 8,3 μGy ja Pixium 8,6 μGy . Arvutused teostatud tarkvaraga IQWorks.

Jooniselt 9 on näha NNPS-i sõltuvus doosist nii nagu seda reeglina kirjanduses esitatakse [10], [51], [59]. Küll aga on antud graafik väheinformatiivne, sest olgugi, et on näha, et kui doos suureneb 2 korda, väheneb müra 2 korda (ka antud graafikult 0,5 jp/mm koha pealt selgesti nähtav), siis tegelik erinevus dooside vahel pole nähtav. Selleks, et reaalse doosi mõju välja tuua, oleks vaja vastavad NNPS väärtused korrutada läbi vastavate doosidega nagu seda on tehtud Joonisel 10. Saadud kõveral on näha, kuidas doosi suurendamine mõjutab DQE-d: väikestel ruumsagedustel doos läbi NNPS-i DQE-d ei mõjuta, kuid suurematel ruumsagedustel on õhukerma ja NNPS-i korrutis väikeste dooside puhul oluliselt suurem kui suurte puhul ja seeläbi ka DQE väiksem. On veel näha, et erinevus 4,3 μGy ja 8,6 μGy vahel on oluliselt väiksem kui 4,3 μGy ja 2,1 μGy , millest on näha, et mõju läheneb platoole ehk siis doosi suurendamine ei suurenda enam DQE-d ning pildi kvaliteet ei parane.



Joonis 9. Normaliseeritud müra võimsusspektrite (NNPS) sõltuvus õhukermast. Välja on toodud mõõdetud 6-st erinevast doosist 4, sest need on omavahel 2 kordse sammuga nii et iga järgnev doositase on eelnevast kaks korda suurem.

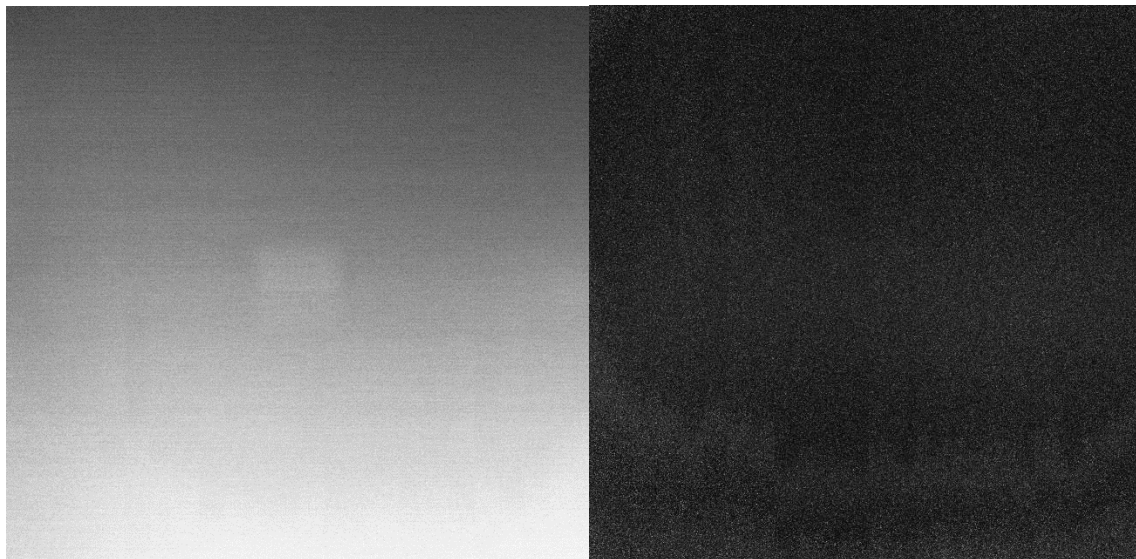


Joonis 10. Õhukerma (K) ja normaliseeritud müra võimsusspektri (NNPS) korrutis eri doosidel.

3.4 Pimepilt

Varian PaxScan 4343R pildiretseptori mõõtmistel tehti valearvestus, nimelt ei eemaldatud ega keeratud röntgentoru pimepildi tegemiseks ning pildiretseptor asetses ülesvõtte ajal röntgentoru ees. Doos oli küll minimaalselt väike, kollimaator maksimaalselt

suletud ning nii pildireseptor kui ka röntgentoru pliikitliga kaetud, kuid siiski on pimepildilt Joonis 11 (vasakul) näha välja keskel asetsev heledam ala. Joonisel 11 paremal on näha variatsioonipilt pimepildist, mis suuri variatsioone välja ei too.

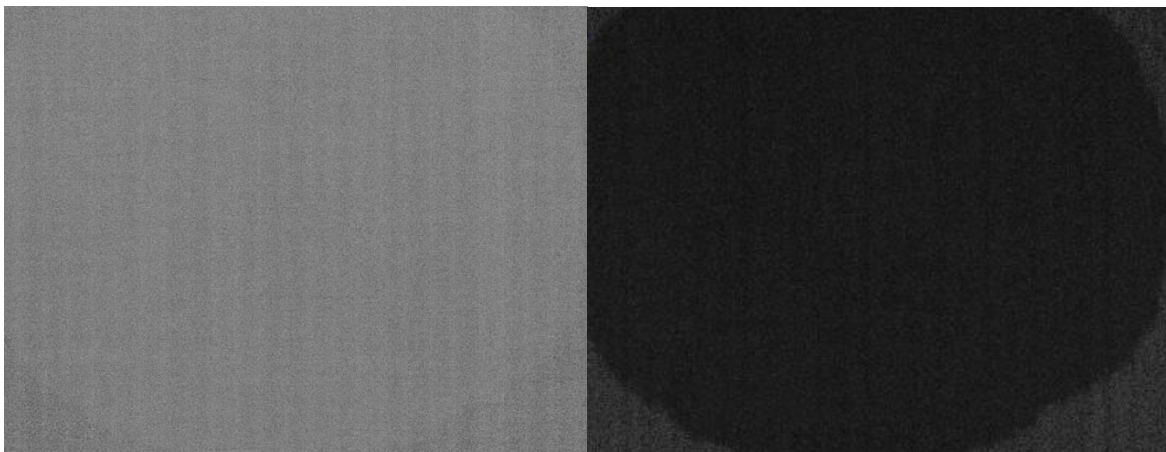


Joonis 11: Varian PaxScan 4343R pildireseptoriga tehtud akendatud pimepilt (vasakul) ning variatsioonipilt pimepildist (paremal).

Keskmine pikselväärtus: 15 , standardhälve: 2.361

DDI: 1

Pildireseptor Trixell Pixium 3543pR oli võimalik tõsta röntgentorust kaugemale kuna tegu oli juhtmeta pildireseptoriga ning pliikitliga katta, mistõttu selleni jõudev kiirgus oli minimaalne. Joonisel 12 on akendatud pimepilt (vasakul) ning sellest tehtud variatsioonipilt (paremal), kus on näha pildireseptori struktuurne müra, mida aga pildireseptorit kiiritades enam näha pole võimalik. Pimepildi pikselväärtuse variatsioon on väike ning pildireseptorit kiiritades on müra oluliselt suurem, mistõttu ka pimepildil nähtavad struktuurid nähtavad pole. Pimepildi servadel nähtavad suurema variatsiooniga (heledamad) alad aga võivad olla märk retseptoris toimuvatest muutustest näiteks retseptori kihtide eraldumisest ning vajavad pikemaajalist jälgimist.



Joonis 12: Trixell Pixium 3543pR pildireseptoriga tehtud akendatud pimepilt ning variatsioonipilt pimepildist

Keskmine pikselväärtus: 12.71, standardhälve: 0.5254

DDI: -1

Pimepilti Naomi pildireseptoril kahjuks mõõta polnud võimalik, sest pildireseptor alustas ülesvõtte salvestamisest kui detekteeris pealelangevat kiirgust.

3.5 Jääkpilt

Jääkpildi mõõtmised teostati esmalt 1 minutilise ülesvõtete vahelise ajaga, nagu seda IPEM raport ning seeläbi ka RP162 ette näeb, ning saadud aditiivne jääkpildi pikselväärtuse suhteline väärtus oli Trixell Pixium pildireseptoril 0.6%, mis on küll väiksem kui RP162 piirmäär 1%, kuid suurem kui IEC ja IPEM-i seatud 0.5%, ning seetõttu ülesvõtete vaheline aeg suurendati 1,5 minutini.

Kuna jääkpilt on eraldi kvaliteedikontrolli parameeter, mis leida tuleb, siis tuleks seda mõõta 1 minutilise vahega, nagu seda IPEM ette näeb, kuid teiste mõõtmiste vaheline aeg tuleks hoida võimaluse korral suurem.

Trixell Pixium 3543pR pildireseptori aditiivne jääkpilt oli 0.241% ning multiplikatiivne 0.02%. Varian PaxScan 4343R pildireseptori aditiivne jääkpildi väärtus oli 0.98% ja multiplikatiivne 0. Nagu eelnevalt öeldud, tehti PaxScan pildireseptori mõõtmiste puhul valearvestus ning sellest tulenevalt on arvatavasti ka aditiivne jääkpildi väärtus nii suur.

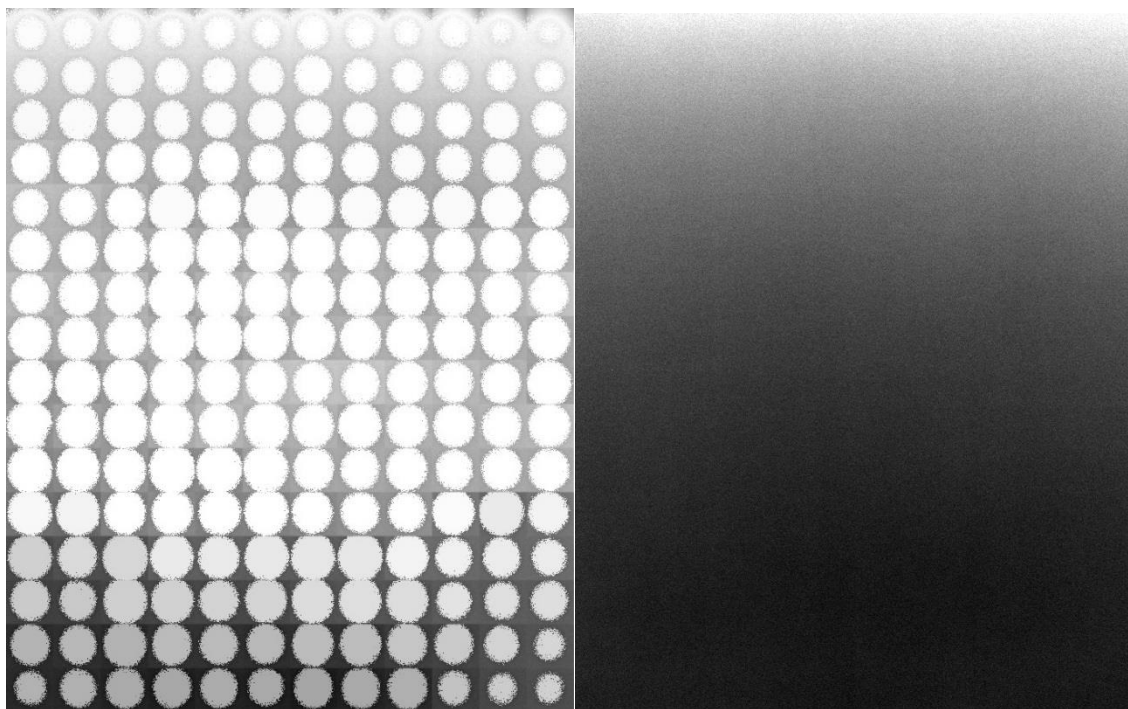
Naomi pildireseptori aditiivset jääkpilti ei saanud hinnata pimepildilt, kuna Naomi pildireseptor seda teha ei võimaldanud, mistõttu sai selleks pilti siiski kiiritatud, saadud aditiivne jääkväärtus oli 0.66%. Multiplikatiivne jääkpildi väärtus oli Naomil 0.001%.

3.6 Ekspositsiooni korratavus

Ekspositsiooniindeksi varieeruvus osutus väga väikeseks, ehk siis Trixell Pixium 3543pR puhul oli see 0.0737% ning Varian PaxScan 4343R puhul 0.1858%. Naomi pildireseptoril ekspositsiooniindeks puudus.

3.7 Homogeensus

Nagu eelnevalt öeldud osutus Naomi pildireseptori jaoks 11 μGy liiga suureks doosiks ning pildireseptor läks küllastusse. Jooniselt 13 on näha iga CCD sensori ruudukujuline ala ning selle keskel ümmargune valge, küllastunud ala. Küllastunud pilt näitab aga selgelt ära antud tehnoloogia puudused. Pilt pole homogeenne mitte ainult küllastunudlt aga ka pildireseptorile sobivama doosi juures. Sellest annab aimdust see, et küllastunud ringikujulised alad pole kõikjal ühesugused ning kuna üldse ringikujulised alad tekivad, mitte ei lähe pilt ühtlaselt küllastusse. Nimelt pole doosi tundlikkus iga CCD ruudu sees ühtlane, vahendajaks on ümmargune lääts. Ringi suurus sõltub kindlasti ka doosist nii külgsaldeefekti tõttu kui ka geomeetriast tuleneva erinevuse tõttu, kuid on näha, et kindlasti on ka muid tegureid, milleks võivad olla näiteks CCD läätsede fookuste erinevused jne. Ruutude erinevused on arvatavasti tingitud kalibreerimise käigus seatud võimenduste ning nihete erinevusest.



Joonis 13: Naomi pildireseptori pilt doosiga 11 μGy , millel on näha CCD sensorite küllastumisest tulenevad artefaktid (vasakul) ning võrdluseks doosiga 4 μGy tehtud pilt (paremal), millel on samuti võimalik näha mittehomogeensusi.

Akendamiseta piltidelt mittehomogeensusi ei tuvastatud.

Naomi arvutuslik homogeensus: Keskmine 4.5, maksimaalne erinevus keskmisest 0.4 ehk 8.9%

Pixium arvutuslik homogeensus: Keskmine 4.48, maksimaalne erinevus keskmisest 0.18 ehk 4%

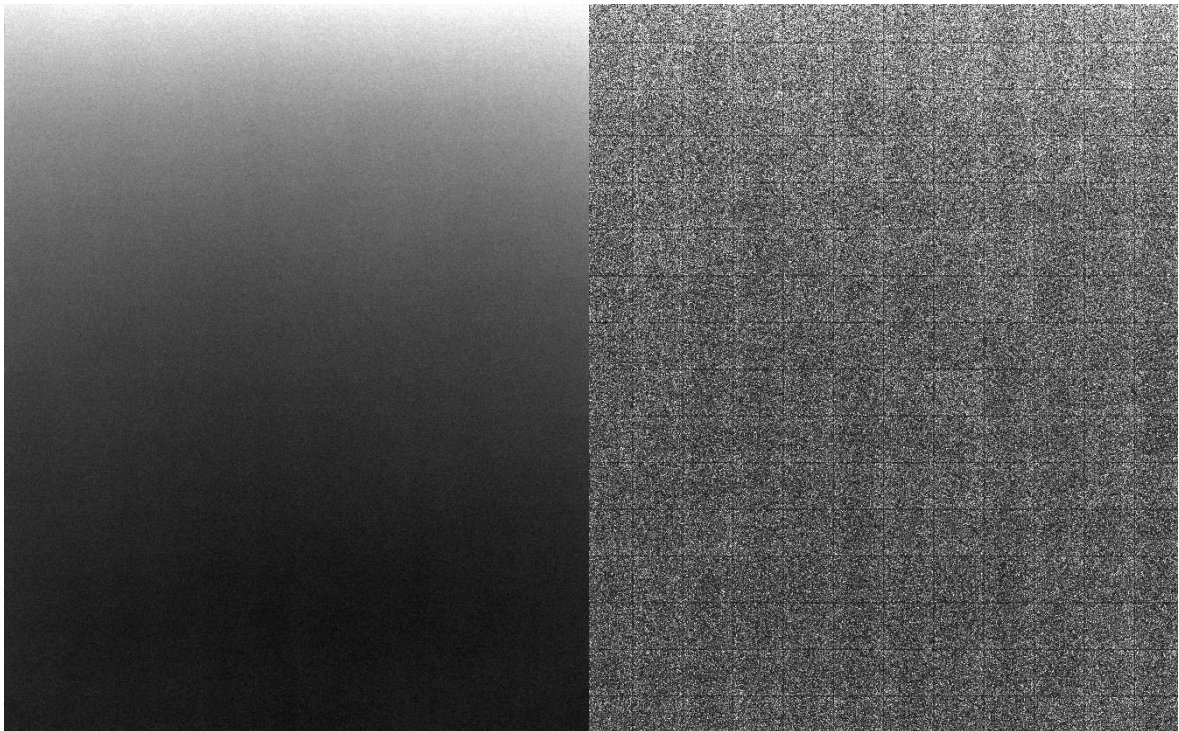
PaxScan arvutuslik homogeensus: Keskmine 4.33, maksimaalne erinevus keskmisest 0.27 ehk 6.2%

3.8 Skaleerimisviga

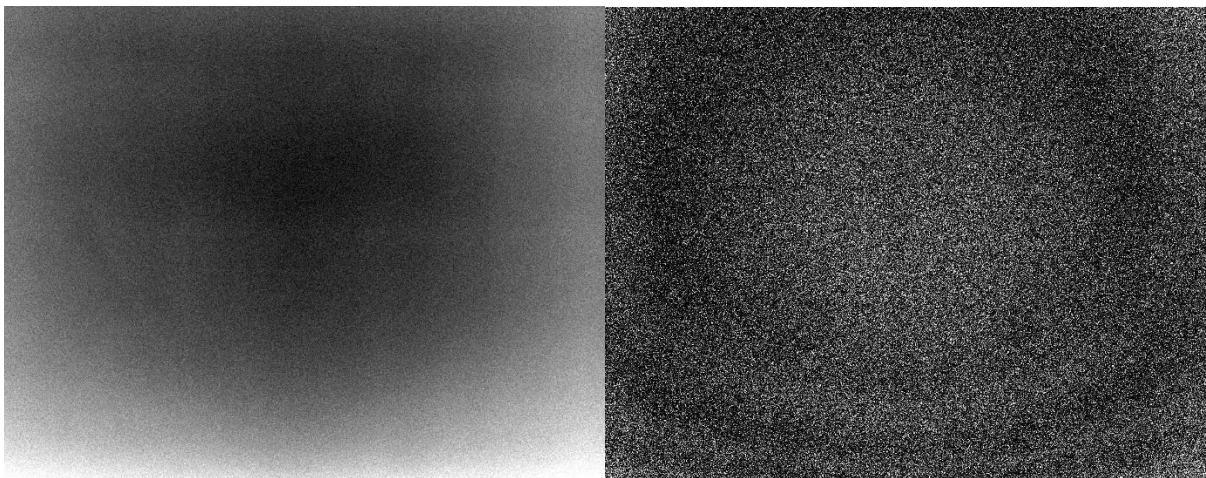
Skaleerimisvea hindamiseks mõõdeti MTF testkeha mõõtmeid ning viga oli kõigil kolmel detektoril alla 0,5%, kuid IQWorksis tuli Naomi piltide puhul eraldi seadistada pikslisuuruseks 0.1 mm, sest IQWorks Naomi piltide DICOM infost ise pikslisuuruse infot võtta ei osanud.

3.9 Hägustumine/liitekohad/joonartefaktid

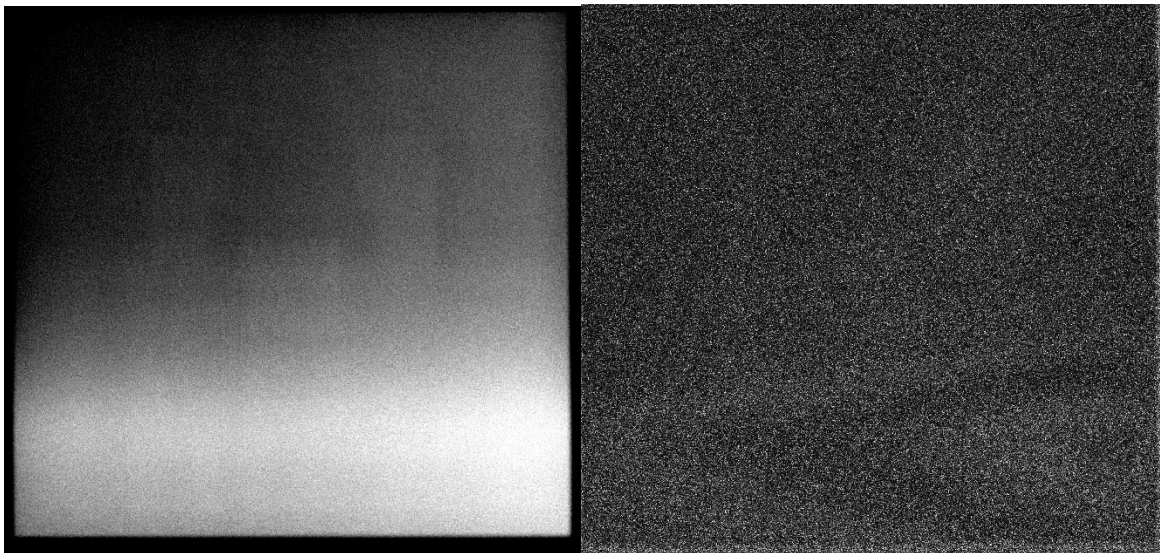
Variatsioonipildid on toodud doosiga 4 μ Gy tehtud piltidest (Joonistel 14-16), võrdluseks variatsioonipildile (paremal) on toodud välja ka akendatud pilt vastaval doosil (vasakul), mis võimaldab näha ka intensiivsuste mittehomogeensusi. Naomi retseptori variatsioonipildil (Joonis 14) on näha individuaalsete CCD detektorite jaotuspiirid, mis on tumedamad ehk siis madalama variatsiooniga. Pixium ja PaxScan retseptorite variatsioonipildid on normaalsed kuigi PaxScan retseptori akendatud pildil on näha automaatekspositsioonisüsteemi kandilised alad pildi keskel (Joonis 16). Tumedad servad PaxScan retseptori pildil tulenevad sellest, et kollimatsioon oli terve retseptori katmiseks liiga väike.



Joonis 14: Naomi retseptori akendatud pilt doosiga 4 μ Gy (vasakul) ning variatsioonipilt sellest (paremal).



Joonis 15: Pixium retseptori akendatud pilt doosiga 4 μ Gy (vasakul) ning variatsioonipilt sellest (paremal).



Joonis 16: PaxScan retseptori akendatud pilt doosiga 4 μGy (vasakul) ning variatsioonipilt sellest (paremal).

4 Järeldused

Kuigi teaduskirjanduses Naomi pildireseptoril teostatud kvaliteedimõõtmiste kohta info puudub, olid tulemused võrreldavad teiste analoogiliste süsteemidega[11] ning näha on amorfse räni tehnoloogial CsI stsintillaatoriga pildireseptorite oluliselt parem efektiivsus. Trixell Pixium 3543pR ja Varian PaxScan 4343R pildireseptori kvalitatiivsed parameetrid olid võrreldavad tootja poolt avaldatuga[60], [61].

NNPS mõõtmistelt on näha, et müra 4 μGy ja 11 μGy vahel oluliselt ei erine, mis tähendab, et väärtusest 4 μGy suuremate dooside kasutamine ei anna pildi kvaliteedis oluliselt juurde ning samuti pole kvaliteedikontrolli käigus neil doosidel eraldi mõõtmisi mõistlik teostada. IPEM ütleb küll, et STP-d tuleks vähemalt tasemeni 20 μGy mõõta, kuid nii kõrged doosid võivad pildireseptorile pärssivalt mõjuda, mis on näha küllastusse läinud Naomi pildireseptori näitel.

MTF mõõtmised tuleks teostada valitud dooside hulgast võimalikult suurte väärtuste juures, et täpsust suurendada ja olgugi, et antud mõõtmiste puhul kasutati nõ. poolläbilaskvat MTF testkeha, oleks soovitatav kasutada võimalikult suure neeldumisega materjali, et täpsust veel suurendada. Võimalik põhjus, miks DQE ja MTF olid kirjanduses avaldatust[62] veidi suuremad, võib peituda erinevas MTF-testkeha materjalis[55].

Metoodika sobivuse kontrollimiseks oleks seda tarvis rakendada pika-ajaliste muutuste jälgimiseks ning hea (või halva) õnne korral jälgida pildireseptori vea teket, mis võimaldaks näidata kas antud metoodika on sobiv avastamaks pildireseptori viga või selle teket.

Võib öelda, et kuigi esialgne teooria selgestegemine ja mõõtmisprotseduuri väljatöötamine on aeganõudev, ei ole täisdigitaalsete pildireseptorite kvaliteedikontrolli teostamine üldise röntgeni kvaliteedikontrolli raames oluline ajakulu suurenemine. Koos ettevalmistusega kulub poolnõrgestuspaksuse ning õhukerma mõõtmisele ca 10-20 minutit. Arvutusteks vajalikke ülesvõtteid on lineaarse süsteemi puhul vaja meie poolt kasutatud meetodika puhul kokku 11, iga ülesvõtte vaheline aeg minimaalselt 1 minut, kokku seega veidi üle poole tunni. Õhukerma ning kiirguskvaliteedi paika seadmine on vajalik vaid esimesel mõõtmisel ehk siis jooksvalt kulub kvaliteedimõõtmistele 15-20 minutit. On veel võimalik õhukerma ja STP samaaegse mõõtmise puhul aega kokku hoida, kui selleks õhukermamõõtur pildireseptori kõrvale asetada, kuid selle arvelt väheneb õhukerma mõõtmise täpsus. Hetkel küll on ajaliselt suur lisakulu arvutuste tegemisel, ulatudes 2-3 tunnini, kuid meetodikale vastava tarkvara kasutamisel oleks see võimalik viia mõõtmiste ajast väiksemaks. Sellest tulenevalt oleks pildireseptori kvaliteedimõõtmiste juurutamiseks vajalik esmalt selleks vajalikud töövahendid luua ehk siis luua arvutusi lihtsustav tarkvara, mille kirjutamisega on juba antud töö raames alustatud.

Kvaliteedimõõtmiste tulemust saab kogemuste puudumisel hinnata peamiselt kvantitatiivsete tulemuste põhjal, millele on olemas konkreetsete parameetrid. Ilma võrdlusmaterjalideta on raske hinnata, millal on näiteks visuaalne mittehomogeensus oluline, selle hinnangu peab tegema kliinilisest seisukohast vaadates arst. Siiski võib saadud kvantitatiivsete tulemuste põhjal öelda, et kui Pixium ja PaxScan pildireseptoril ei esinenud probleeme, siis Naomi pildireseptor poleks kvaliteedimõõtmisi edukalt läbinud. Et tegu oli esmaste mõõtmistega, pole selge, kas probleemid on antud retseptoril olnud kasutusele võtust saadik või tekkinud aja jooksul.

5 Kokkuvõte

Eestis teostatakse õigusaktides nõutud pildireseptorite kvaliteedimõõtmisi liiga vähe, kasutusel olevad pildikvaliteedi hindamise meetodid on semikvantitatiivsed ja subjektiivsed. Käesoleva magistritöö eesmärgiks oli kohandada Rahvusvahelise Elektrotehnika Komisjoni (IEC) standardis toodud metoodikat, et tulemused oleksid objektiivsemad ning kvantitatiivselt hinnatavad. Selleks võeti kasutusele kvantitatiivsed parameetrid (tuvastuskvantsaagis, müra võimsusspekter ja modulatsiooni-ülekandefunktsioon) ning näidati, et vajalik on vaid 11 ülesvõtet ning üht fantoomi, et pildireseptori kvaliteedikontroll teostada. Metoodikat kontrolliti kolmel detektoril, millest 2 (Trixi Pixium 3543pR ja Varian PaxScan 4343R) põhinesid CsI stsintillaatoriga amorfse räni tehnoloogial ning üks (RF System Lab Naomi) CCD tehnoloogial. Kuna antud pildireseptoritele varem kvaliteedikontrolli teostatud ei olnud, saadi ka järgnevateks toimumiskatseteks baasväärtused. Pildireseptorite kvaliteedikontrolli tulemusena ühelgi retseptoril olulisi probleeme ei tuvastatud, kuid ilmnisid CCD tehnoloogia madalamad näitajad võrreldes amorfse räni - CsI tehnoloogiaga. Näiteks ruumsagedusel 2 jp/mm oli PaxScan ja Pixium pildireseptorite tuvastuskvantsaagis vastavalt 37% ja 49%, samas kui Naomi retseptoril oli see kõigest 1%, mis tähendab, et Naomi pildireseptor vajaks sama pildikvaliteedi saavutamiseks oluliselt suuremat doosi. Kahjuks esinesid Naomi pildireseptoril doosi suurenedes mittehomoogeensused ning doosiga 11 μGy oli retseptor küllastuses. Metoodika sobib kliinilises kasutuses oleval seadmel rakendamiseks ning võimaldab lihtsalt analüüsida pildireseptori peamiseid kvaliteedikontrolli parameetreid.

Täna siinkohal oma juhendajat Kalle Keplerit, et ta leidis aega antud magistritööd juhendada ja Anatoli Vladimirovit, kes oli abiks mõõtmiste teostamisel, Tartu Tervishoiu Kõrgkooli, Tartu Ülikooli Katsekoda ja AS Semetroni mõõtmisteks tarvilike seadmete laenamise eest ning oma kallist abikaasat Karin Ernitsat tema vankumatu toetuse eest.

6 Summary

“Quantitative quality control measurements of a diagnostic digital x-ray image receptor.”

Varmo Ernits

As in Estonia quality control measurements for the image receptors are not performed often enough and the measurements for the image quality suggested in the European Commissions report No162 are subjective a methodology was developed based on the International Electrotechnical Commission (IEC) standard. The new methodology does not require as many phantoms and is more objective as the subjective image quality parameters (high contrast limiting spatial resolution and low contrast resolution) have been replaced by objective, quantitative (detective quantum efficiency, normalized noise power spectrum, modulation transfer function). It was shown that only 11 pictures and 1 phantom are needed for the whole image receptor quality control measurement. The methodology was tested on 3 different full field digital image receptors: - 2 receptors based on a:Si and CsI scintillator technology and one based on CCD technology. As it was the first quality control measurements for these specific image receptors the base values were established. Even though all the image receptors passed the testing successfully, the superior image quality of the a:Si-CsI technology compared to the CCD technology was observed. At spatial frequency 2 lp/mm the detective quantum efficiency of PaxScan and Pixium image receptors was 37% and 49% respectively while for the Naomi image receptor it was only 1%. It would mean that the Naomi image receptor would need higher dose to reach the same image quality but as also with higher dose a higher nonuniformity was observed it would be impossible to reach the same image quality. At 11 μGy the Naomi receptor image was saturated. The suggested methodology was suitable for the use on image receptors in clinical use and allowed to easily analyze the main parameters of the image receptor.

7 Viited

- [1] Sotsiaalministeerium, 'Kiirgusohutusnõuded meditsiiniradioloogia protseduuride teostamisel ja meditsiini kiiritust saavate isikute kaitse nõuded', Tervise- ja tööministeerium, Eesti, 2016.
- [2] European Commission, 'Radiation Protection n°162, Criteria for Acceptability of Medical Radiological equipment used in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy', European Commission, Luxembourg, 2012.
- [3] N. W. Marshall, 'Retrospective analysis of a detector fault for a full field digital mammography system', *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, no. 10, pp. 5655–5673, 2006.
- [4] M. J. Tapiovaara, 'Review of relationships between physical measurements and user evaluation of image quality.', *Radiat Prot Dosim.*, vol. 129, no. 1–3, pp. 244–248, 2008.
- [5] J. C. Dainty and R. Shaw, *Image science: principles, analysis and evaluation of photographic-type imaging processes*. London, New York, Academic Press,: Academic Press, 1974.
- [6] R. Van Metter, J. Beutel, H. L. Kundel, and R. L. Van Metter, *Handbook of medical imaging. Volume 1, Physics and psychophysics*. Bellingham, Wash. (1000 20th St. Bellingham WA 98225-6705 USA) : SPIE, 2000.
- [7] Institute of Physics and Engineering in Medicine, 'Report 32 Part VII - Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems: Digital Imaging Systems', York, 2010.
- [8] International Electrotechnical Commission, '62220-1-1:2015 Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging', Geneva, Switzerland, 2015.
- [9] European Commission, *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition*. 2013.
- [10] T. R. Escartin, T. F. Nano, and I. A. Cunningham, 'Detective quantum efficiency: a standard test to ensure optimal detector performance and low patient exposures', vol. 9783, p. 97833W, 2016.
- [11] N. W. Marshall, A. Mackenzie, and I. D. Honey, 'Quality control measurements for digital x-ray detectors.', *Phys. Med. Biol.*, vol. 56, no. 4, pp. 979–99, 2011.
- [12] I. A. Cunningham, 'Use of the Detective Quantum Efficiency in a Quality Assurance

- Program', *SPIE Med. Imaging*, vol. 6913, no. 1, pp. 10–13, 2008.
- [13] K. T. Michael, 'The application of quantitative data analysis for the assessment of flat panel X-ray detectors in digital radiography as part of a quality assurance programme This', *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 3, no. 3, p. 35004, 2017.
 - [14] A. J. Reilly, 'A uniform framework for the objective assessment and optimisation of radiotherapy image quality', 2010.
 - [15] B. Donini, S. Rivetti, M. Bertolini, and N. Lanconelli, 'Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography.', *Med. Phys.*, vol. 41, no. 5, p. 51903, 2014.
 - [16] E. Samei, E. Buhr, P. Granfors, D. Vandenbroucke, and X. Wang, 'Comparison of edge analysis techniques for the determination of the MTF of digital radiographic systems', *Phys. Med. Biol. Phys. Med. Biol*, vol. 50, no. 50, pp. 3613–3625, 2005.
 - [17] E. Samei, N. T. Ranger, J. T. Dobbins, and Y. Chen, 'Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function.', *Med. Phys.*, vol. 33, no. 5, pp. 1454–65, 2006.
 - [18] American Association of Physicists in Medicine, *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*, no. 93. 2006.
 - [19] L. Lança, A. Silva, L. Lanca, and A. Silva, *Digital imaging systems for plain radiography*, vol. 9781461450. Springer-Verlag New York, 2013.
 - [20] RF Co. Ltd., 'Direct Digital Radiography CCD Imaging Sensor - NAOMI'. [Online]. Available: <http://rfsystemlab.com/en/naomi/tech>. [Accessed: 18-Apr-2017].
 - [21] L. Smilowitz *et al.*, 'A CCD Based Digital Detector for Whole-Breast Digital Mammography', in *Digital Mammography: Nijmegen, 1998*, N. Karssemeijer, M. Thijssen, J. Hendriks, and L. van Erning, Eds. Dordrecht: Springer Netherlands, 1998, pp. 31–34.
 - [22] M. Reiser, C. R. Becker, K. Nikolaou, and G. Glazer, '3D Imaging with Flat-Detector C-Arm Systems', *Med. Radiol.*, no. January, p. , 2009.
 - [23] European Parliament, 'COUNCIL DIRECTIVE 2013/59/EURATOM laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom a', *Off J Eur Commun L13*, no. December 2013, pp. 1–73, 2014.
 - [24] J. G. Ott, F. Becce, P. Monnin, S. Schmidt, F. O. Bochud, and F. R. Verdun, 'Update on the non-prewhitening model observer in computed tomography for the assessment

- of the adaptive statistical and model-based iterative reconstruction algorithms.’, *Phys. Med. Biol.*, vol. 59, no. 15, pp. 4047–4064, 2014.
- [25] P. Monnin, N. W. Marshall, H. Bosmans, F. O. Bochud, and F. R. Verdun, ‘Image quality assessment in digital mammography: part II. NPWE as a validated alternative for contrast detail analysis.’, *Phys. Med. Biol.*, vol. 56, no. 14, pp. 4221–4238, 2011.
 - [26] N. W. Marshall, ‘A comparison between objective and subjective image quality measurements for a full field digital mammography system.’, *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, no. 10, pp. 2441–2463, 2006.
 - [27] U.S. Food and Drug Administration, ‘Information for Industry: X-ray Imaging Devices’. [Online]. Available: <https://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/MedicalX-Rays/ucm265966.htm>. [Accessed: 18-Apr-2017].
 - [28] International Electrotechnical Commission, *IEC 61267:2005 Medical diagnostic X-ray equipment - Radiation conditions for use in the determination of characteristics*. IEC, 2005.
 - [29] K. C. Young *et al.*, ‘Evaluation of software for reading images of the CDMAM test object to assess digital mammography systems’, *Proc. SPIE*, vol. 6913, p. 69131C–69131C–11, 2008.
 - [30] G. Cohen, D. L. McDaniel, and L. K. Wagner, ‘Analysis of variations in contrast-detail experiments’, *Med. Phys.*, vol. 11, no. 4, pp. 469–473, 1984.
 - [31] M. C. McDonald, H. K. Kim, J. R. Henry, and I. A. Cunningham, ‘A robust approach to measuring the detective quantum efficiency of radiographic detectors in a clinical setting’, *SPIE Med. Imaging*, vol. 8313, p. 831315, 2012.
 - [32] C. Michail *et al.*, ‘Determination of the detective quantum efficiency (DQE) of CMOS/CsI imaging detectors following the novel IEC 62220-1-1:2015 International Standard’, *Radiat. Meas.*, vol. 94, pp. 8–17, 2016.
 - [33] M. McDonald, ‘A Method to Measure the Detective Quantum Efficiency of Radiographic Systems in Clinical Setting’, *Univ. West. Ontario - Electron. Thesis Diss. Repos.*, no. April, p. 52, 2012.
 - [34] M. Borg, I. Badr, and G. Royle, ‘Should Processed or Raw Image Data Be Used in Mammographic Image Quality Analyses? a Comparative Study of Three Full-Field Digital Mammography Systems.’, *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 163, no. 1, p. ncu046-, 2014.
 - [35] R. Van Metter, J. Beutel, and H. Kundel, *2002 Handbook of Medical Imaging- Applied*

Linear Systems.pdf. SPIE, 2000.

- [36] M. Hughes, ‘Comparing Quantitative and Psychophysical Methods of Resolution Assessment in Digital Radiology MSc Project Report’, no. August, 2011.
- [37] E. Samei, N. T. Ranger, A. MacKenzie, I. D. Honey, J. T. Dobbins, and C. E. Ravin, ‘Effective DQE (eDQE) and speed of digital radiographic systems: an experimental methodology.’, *Med. Phys.*, vol. 36, no. 8, pp. 3806–3817, 2009.
- [38] M. Bertolini *et al.*, ‘A comparison of digital radiography systems in terms of effective detective quantum efficiency’, *Med. Phys.*, vol. 39, no. 5, p. 2617, 2012.
- [39] E. Salvagnini, H. Bosmans, L. Struelens, and N. W. Marshall, ‘Effective detective quantum efficiency for two mammography systems: measurement and comparison against established metrics.’, *Med. Phys.*, vol. 40, no. 10, p. 101916, 2013.
- [40] K. L. Lee, M. Bernardo, and T. A. Ireland, ‘Benchmarking the performance of fixed-image receptor digital radiography systems. Part 2: system performance metric’, *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 39, no. 2, pp. 463–476, 2016.
- [41] I. A. Cunningham and A. Fenster, ‘A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation.’, *Med. Phys.*, vol. 14, no. 4, pp. 533–537, Jul. 1987.
- [42] A. González-López and C. Ruiz-Morales, ‘Technical Note: MTF determination from a star bar pattern image.’, *Med. Phys.*, vol. 42, no. 9, pp. 5060–5, 2015.
- [43] K. a. Fetterly, N. J. Hangiandreou, B. a. Schueler, and E. R. Ritenour, ‘Measurement of the presampled two-dimensional modulation transfer function of digital imaging systems’, *Med. Phys.*, vol. 29, no. 5, p. 913, 2002.
- [44] H. Fujita *et al.*, ‘A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography’, *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 11, no. 1, pp. 34–39, 1992.
- [45] I. A. Cunningham and B. K. Reid, ‘Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire, and edge techniques’, *Med. Phys.*, vol. 19, no. 4, pp. 1037–1044, Jul. 1992.
- [46] E. Buhr, S. Günther-Kohfahl, and U. Neitzel, ‘Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image.’, *Med. Phys.*, vol. 30, no. 9, pp. 2323–2331, 2003.
- [47] E. Samei, M. J. Flynn, and D. a Reimann, ‘A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device.’, *Med. Phys.*, vol. 25, no. 1, pp. 102–113, 1998.
- [48] J. T. Dobbins 3rd, E. Samei, N. T. Ranger, and Y. Chen, ‘Intercomparison of methods

- for image quality characterization. II. Noise power spectrum', *Med. Phys.*, vol. 33, no. 5, pp. 1466–1475, 2006.
- [49] N. T. Ranger, E. Samei, J. T. Dobbins, and C. E. Ravin, 'Assessment of detective quantum efficiency: intercomparison of a recently introduced international standard with prior methods.', *Radiology*, vol. 243, no. 3, pp. 785–95, 2007.
- [50] American Association of Physicists in Medicine, *An Exposure Indicator for Digital Radiography*, no. 116. 2009.
- [51] U. Neitzel, S. Gunther-Kohfahl, G. Borasi, and E. Samei, 'Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: comparison of three evaluations using a common image data set', *Med Phys*, vol. 31, no. 8, pp. 2205–2211, 2004.
- [52] K. M. Dewerd L.A, *The phantoms of medical and health physics*. New York, NY: Springer-Verlag New York, 2014.
- [53] J. Fazakerley, J. N. H. Brunt, J. Graham, A. Reilly, and B. M. Moores, 'The application of IQWorks image analysis software to quality assurance in MR imaging', *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 2, no. 2, p. 25011, 2016.
- [54] A. Nitrosi *et al.*, 'Application of QC-DR software for acceptance testing and routine quality control of direct digital radiography systems: Initial experiences using the Italian association of physicist in medicine quality control protocol', *J. Digit. Imaging*, vol. 22, no. 6, pp. 656–666, 2009.
- [55] U. Neitzel, E. Buhr, G. Hilgers, and P. R. Granfors, 'Determination of the modulation transfer function using the edge method: influence of scattered radiation.', *Med. Phys.*, vol. 31, no. 12, pp. 3485–3491, 2004.
- [56] H. Illers, E. Buhr, S. Günther-Kohfahl, and U. Neitzel, 'Measurement of the modulation transfer function of digital X-ray detectors with an opaque edge-test device', *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 114, no. 1–3, pp. 214–219, 2005.
- [57] E. Samei, S. Murphy, and O. Christianson, 'DQE of wireless digital detectors: comparative performance with differing filtration schemes.', *Med. Phys.*, vol. 40, no. 8, p. 81910, 2013.
- [58] D. L. Leong, L. Rainford, W. Zhao, and P. C. Brennan, 'IEC 61267: Feasibility of type 1100 aluminium and a copper/aluminium combination for RQA beam qualities', *Phys. Medica*, vol. 32, no. 1, pp. 141–149, 2016.
- [59] G. Borasi, A. Nitrosi, P. Ferrari, and D. Tassoni, 'On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography.', *Med. Phys.*, vol. 30, no. 7, pp. 1719–1731, 2003.

- [60] 'Pixium PORTABLE 3543 Digital radiography'. [Online]. Available: https://www.thalesgroup.com/sites/default/files/asset/document/Pixium_Portable_3543_C.pdf. [Accessed: 24-May-2017].
- [61] Varex Imaging Corporation, 'PaxScan ® 4343R'. [Online]. Available: <https://www.vareximaging.com/file/308/>. [Accessed: 24-May-2017].
- [62] T. A. Ireland and M. Irvine, 'Temporal stability of digital radiographic detectors', *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, vol. 39, no. 1, pp. 229–237, 2016.

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Varmo Ernits,

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose „Diagnostilise täisdigitaalse röntgenpildireseptori kvantitatiivsed kvaliteedimõõtmised“, mille juhendaja on Kalle Kepler,

1.1. reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-is lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;

1.2. üldsusele kättesaadavaks tegemiseks Tartu Ülikooli veebikeskkonna kaudu, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace'i kaudu kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni.

2. olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.

3. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Tartus 28.05.2017